

**Ein sterilisierbares Dosimeter zur Messung
der Strahlenbelastung der Hände bei
Operationen unter Durchleuchtungskontrolle**

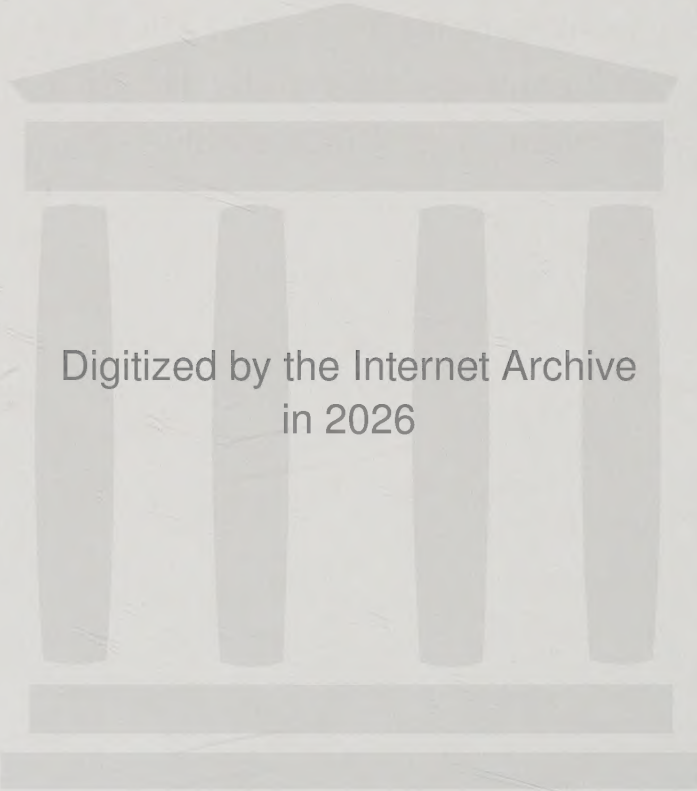
von

Eduard Josef Schreglmann

aus

Welhersberg/Oberpfalz

1976 № 445



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546220_0015

Aus dem Institut für Radiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly

Ein sterilisierbares Dosimeter zur Messung der Strahlenbelastung der Hände bei Operationen unter Durchleuchtungskontrolle

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Eduard Josef Schreglmann
aus
Weiherberg/Oberpfalz

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. Dr. H. Pauly

Tag der mündlichen Prüfung: 27. September 1976

INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	METHODIK	4
1.	Bedingungen im Operationsbetrieb	4
2.	Sterilisationsbedingungen	6
2.1	Allgemeines	6
2.2	Dampfsterilisation	6
2.3	Heißluftsterilisation	9
2.4	Gassterilisation	9
3.	In der Routine verwendetes LiF-Tl-Dosimetersystem	10
3.1	Allgemeines zur Thermolumineszenzdosimetrie mit LiF	10
3.1.1	Physikalische Grundlagen	10
3.1.2	Dosimetersystem LiF-Meßsonden Dosimeterhüllen Thermolumineszenzmeßapparatur Eichlicht	10
3.1.3	Meßbedingungen bei der Thermolumineszenzdosimetrie Ausheiztemperatur Fading, Temperung und Regenerierung	16
3.2	Spezielle Eigenschaften von LiF-Thermolumineszenzdosimetern	24
3.2.1	Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Charge	24

3.2.2	Abhängigkeit von der absorbierten Dosis	27
a)	Empfindlichkeitskurve der LiF-Dosimeter für "Röntgendiagnostikstrahlung"	
b)	Empfindlichkeit der LiF-Dosimeter bei ⁶⁰ Cobalt Gammastrahlung	
3.2.3	Energieabhängigkeit	33
3.2.4	Richtungsabhängigkeit	33
3.2.5	Reproduzierbarkeit des Meßergebnisses	34
4.	Anpassung des Dosimetersystems an die Bedingungen im Op	36
4.1	Modifikation des in II.3 beschriebenen Dosimetersystems	36
4.1.1	Physikalische Grundlagen	36
4.1.2	Dosimetersystem	36
	LiF-Meßsonden	
	Dosimeterhüllen	
	Thermolumineszenzmeßapparatur	
4.1.3	Meßbedingungen bei der Thermolumineszenzdosimetrie	41
	Ausheiztemperatur	
	Tempern und Regenerieren nach Auswertezyklus B	
4.2	Spezielle Eigenschaften des modifizierten Dosimeters	45
4.2.1	Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Charge	45
4.2.2	Abhängigkeit von der absorbierten Dosis	45
4.2.3	Energieabhängigkeit	47
4.2.4	Winkelabhängigkeit	49
5.	Erprobung des Dosimeters nach Sterilisation unter praxisnahen Bedingungen	53
5.1	Allgemeines	53
5.2	Einfluß der Sterilisation auf die Empfindlichkeit und Reproduzierbarkeit	53

5.2.1	Gassterilisation mit anschließender Tem- perung bei 100°C	53
5.2.2	Dampfsterilisation ohne Temperung	55
5.2.3	Dampfsterilisation mit anschließender Temperung bei 150°C	57
5.3	Grenzen der Wiederverwendbarkeit der Dosimeter	61
6.	Fehlerbetrachtung	65
7.	Verwendete Geräte und Versuchsbedingungen Allgemeines Strahlenquellen Vergleichsdosimeter Auswertezyklen Bestrahlungsanordnungen	69
III.	KLINISCHE ANWENDUNG DER DOSIMETER	73
1.	Dosisbelastung des Untersuchers bei Ope- rationen	74
2.	Dosisbelastung des Untersuchers bei angio- graphischen Darstellungen	76
2.1	Angiographie im Bereich der Bauch-und Brustaorta	76
2.2	Coronarangiographie	77
2.3	Zerebrale Angiographie	78
3.	Dosisbelastung des Untersuchers bei Dar- stellungen des Liquorraumes	80
3.1	Positive Myelographie	80
3.2	Pneumenzephalographie	80
3.3	Ventrikulographie	81

4.	Diskussion	82
IV.	ZUSAMMENFASSUNG	83
	LITERATUR	84
	LEBENS LAUF	

I. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

Das Wissen um die Entstehung von Strahlenschäden ist fast so alt wie die Entdeckung von Röntgenstrahlen selbst. Strahlenschäden traten in den ersten Jahren nach Entdeckung der Röntgenstrahlen vorwiegend bei Radiologen auf und wurden als typische Berufskrankheit angesehen. In der Folgezeit wurden neben den akuten Strahlenschäden die genetischen und Spätschäden entdeckt.

All diese Strahlenschäden auszuschließen ist das Ziel der Strahlenschutzgesetzgebung. In den verschiedenen Strahlenschutzrechtsvorschriften werden maximal zulässige Dosen für den gesamten Körper und einzelne Körperteile angegeben. Die Einhaltung dieser maximal zulässigen Dosen wird durch Personendosimeter überprüft; und zwar müssen bei allen Personen, die sich im sogenannten Kontrollbereich aufhalten, diese Messungen durchgeführt werden.

Personendosismessungen sind im allgemeinen am Rumpf, gegebenenfalls unter einer Schutzkleidung durchzuführen. Ist zu vermuten, daß einige Körperabschnitte der Strahlung stärker ausgesetzt sind, wie dies z.B. bei den Händen von Chirurgen oder Orthopäden der Fall sein kann, so sind Messungen auch an diesen Stellen durchzuführen. Bei Chirurgen oder Orthopäden ist es ja denkbar, daß sie im Nutzstrahlenbündel operieren und eine Abschirmung der Hände nicht möglich ist. Die Entwicklungstendenz in der Therapie von Frakturen läßt vermuten, daß die üblichen Methoden, nämlich das Anlegen von Gipsverbänden und Drahtextensionen bei bestimmter Indikationsstellung immer mehr verlassen werden zu-

gunsten der operativen Maßnahmen wie Marknagelungen, Drahtspickungen, Verplattungen und Verschraubungen. Diese Methoden müssen jedoch meist unter Durchleuchtungskontrolle durchgeführt werden und bedingen hierdurch wiederum eine höhere Strahlenbelastung der Hände des Operateurs.

Die Messung der Teilkörperdosis, z.B. an den Händen, kann jedoch nur dann gefordert werden, wenn durch die Dosismessung eine Gefährdung des Patienten, etwa wegen Unsterilität oder wegen der Beeinträchtigung der kunstgerechten ärztlichen Tätigkeit, aufgrund einer Behinderung durch ein Dosimeter, ausgeschlossen werden kann.

Ein Dosimeter zur Überwachung der Hände, etwa eines Chirurgen, muß deswegen vor allem folgenden Anforderungen gerecht werden:

1. Es muß klein sein, damit es auch bei komplizierten Manipulationen nicht stören kann.
2. Es muß alle Anforderungen, die an ein gutes Dosimeter zu stellen sind, erfüllen (Empfindlichkeit, Energieunabhängigkeit, Unabhängigkeit von der Einfallrichtung der Strahlung usw.).
3. Es muß sterilisierbar sein.

Untersucht man unter diesen Gesichtspunkten die üblichen Methoden der Dosimetrie, so scheiden die meisten von vornherein aus:

Kalorimeter stellen zwar eine fundamentale Methode dar um die Dosis zu bestimmen, sind jedoch u.a. wegen ihrer Unempfindlichkeit und Größe für die Fragestellung völlig ungeeignet.

Ionisationskammern lassen sich zwar mit hinreichender Genauigkeit, Energieunabhängigkeit und Empfindlichkeit bauen, jedoch ist die Größe der Empfindlichkeit proportional, so daß kleine Kammern für die in der Diagnostik auftretenden Dosen nicht in Frage kommen. Das in der Personendosimetrie am häufigsten verwendete Verfahren, die Filmdosimetrie, scheitert vor allem daran, daß der Film nicht heiß sterilisierbar ist.

Chemische Dosimeter, wie z.B. das Eisensulfatdosimeter, sind zu unpraktisch in der Handhabung und auch zu unempfindlich.

Von den üblicherweise verwendeten Systemen bleibt praktisch nur die Festkörperdosimetrie übrig. Wegen der geringeren Energieabhängigkeit bei etwa gleicher Empfindlichkeit muß die Thermolumineszenzdosimetrie der Glasdosimetrie vorgezogen werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wird deswegen die Thermolumineszenzdosimetrie mit Lithiumfluorid auf ihre Eignung bei der vorliegenden Fragestellung, nämlich dem Einsatz unter sterilen Bedingungen, untersucht werden. Gute Gewebeäquivalenz (geringe Energieabhängigkeit), vollkommene Unabhängigkeit von der Dosisleistung, kleine Abmessungen, großer Meßbereichsumfang, mechanische Festigkeit, Unabhängigkeit von Luftdruckschwankungen und Feuchtigkeitseinflüssen zeichnen das Verfahren aus. Damit ist von vornherein gegeben, daß die oben aufgestellten Forderungen (1. und 2.) weitgehendst erfüllt sind. Wie weit es der 3. Forderung gerecht wird, d.h., ob das Dosimeter sterilisierbar ist oder welche Auswirkungen die Sterilisation auf das Meßergebnis hat, soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

II. METHODIK

Bereits in der Einleitung wurde erwähnt, welche Anforderungen an jedes gute Dosimeter zu stellen sind. An das in dieser Arbeit beschriebene Dosimetersystem müssen weitere Anforderungen gestellt werden, welche vor allem von der Anwendung des Dosimeters im Op-betrieb und damit verbunden von den verschiedensten Sterilisationsbedingungen bestimmt werden.

II.1 Bedingungen im Operationsbetrieb

Eine Grundvoraussetzung, die das Dosimeter bei seiner Anwendung im Op erfüllen muß, sind kleine Abmessungen. Die absolute Beweglichkeit und Bewegungsfreiheit von Fingern und Händen des Arztes darf auch bei komplizierten Manipulationen und selbst winzigstem Operationsfeld nicht eingeschränkt werden. Auch andere praktische Gesichtspunkte sind nicht außer acht zu lassen. Eine gewisse Hektik, wie sie in manchem größeren Operationsbetrieb zu finden ist, sollte durch die Einführung eines weiteren Dosimeters (neben Filmplakette und Stabdosimeter) nicht zusätzlich vergrößert werden. Deshalb sollte der Umgang mit diesem Dosimeter unkompliziert sein. Trotz der kleinen Abmessungen sollte es deutlich gekennzeichnet sein, um Verwechslungen untereinander zu vermeiden. Die Organisation der Anwendung darf nicht zu einem zusätzlichen Personalaufwand führen. Man wird deswegen jedem Arzt ein Dosimeter mit einer bestimmten Nummer, die schriftlich festgehalten wird, zuordnen. Dieses sollte nun sterilisiert werden und jederzeit einsatzbereit sein. Dazu ist es notwendig, daß die Dosimeter dampfsterilisiert werden können. Denn bisher ermöglichen nur spezielle Kurzprogramme der Dampf-

sterilisation den Einsatz desselben chirurgischen Instrumentariums bei aufeinanderfolgenden Operationen.

Nach Ablauf einer gewissen Zeitdauer sollten die Dosimeter von der Auswertestelle eingesammelt und durch neue ersetzt werden. Jedem Arzt kann dann die individuelle Strahlenbelastung mitgeteilt werden.

II 2 Sterilisationsbedingungen

2.1 Allgemeines

Dosimeter an den Händen können, wie z.B. durch Zerreißen des Op-Handschuhes, jederzeit in direkten Kontakt mit dem Operationsgebiet kommen. Deshalb müssen an sie, bezüglich der Keimflora, die gleichen Anforderungen wie an chirurgische Instrumente gestellt werden, sie müssen also sterilisiert werden. Denn Sterilisation bedeutet, einen Gegenstand von allen lebenden Mikroorganismen zu befreien (dt. Arzneibuch: "Ein Gegenstand darf nur dann als steril bezeichnet werden, wenn er frei von allen lebenden Keimen (= vegetativen und Dauerformen) ist"). Die Keimtötung kann durch Wärme erfolgen, in sog. feuchter Form, vornehmlich in Wasser und Wasserdampf, oder in trockener Form durch warme oder heiße Luft, weiterhin durch Verbrennen und Einwirkung von Chemikalien, schließlich auch durch Bestrahlung mit ionisierenden Strahlen entsprechender Dosis. Die "Tötungskraft" (13) bei der Sterilisation wird durch die Temperatur und die Dauer der Sterilisation bestimmt. Dabei muß die Temperatur umso höher sein, je kürzer die Einwirkungszeit ist und umgekehrt. Die "Tötungskraft" ist also in gewissem Sinn eine Funktion des Produktes aus Temperatur X Zeit. Bei der feuchten Wärme reicht der praktisch verwendete Temperaturbereich von etwa 50 - 140 °C, bei der trockenen Wärme von 70 - 200 °C.

2.2 Dampfsterilisation

Die Dampfsterilisation ist nach wie vor die wichtigste Sterilisationsmethode. An der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen wird als Autoklave der Selectomat MMMI der Münchner Medizin Mechanik GmbH verwendet, bei dem

drei verschiedene Programme eingestellt werden können. Das Sterilisiergut wird längere Zeit in einer Wasserdampf- und Überdruckatmosphäre bei 120 oder 134°C gelagert.

Der Temperatur- und Druckverlauf der drei Programme wurde gemessen und ist in den Abbildungen 1 - 3 wiedergegeben.

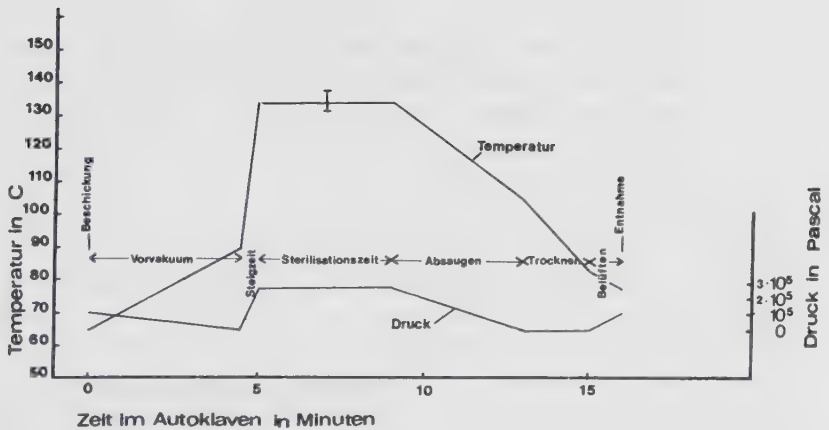


Abb. 1 Verlauf von Sterilisationstemperatur und -druck im Autoklaven in Abhängigkeit von der Zeit für Programm 1: Sterilisationsdauer 15 Minuten, max. Temp. 134°C, max. Druck 2,0 atü.

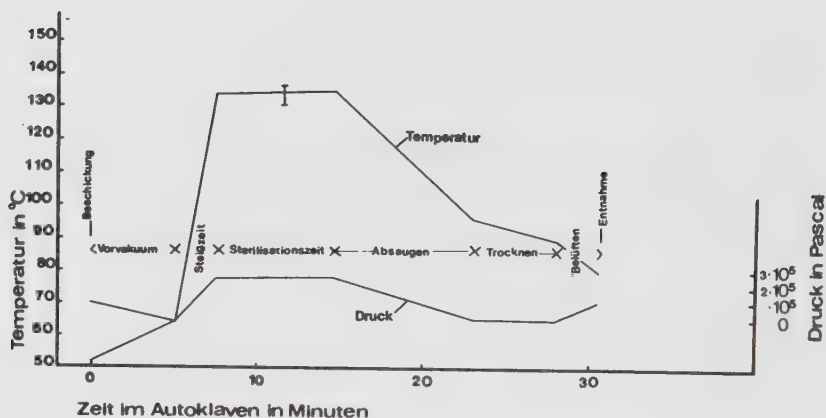


Abb. 2 Verlauf von Sterilisationstemperatur und -druck im Autoklaven in Abhängigkeit von der Zeit für Programm 2: Sterilisationsdauer 30 Minuten, max. Temp. 134 °C, max. Druck 2,0 atü.

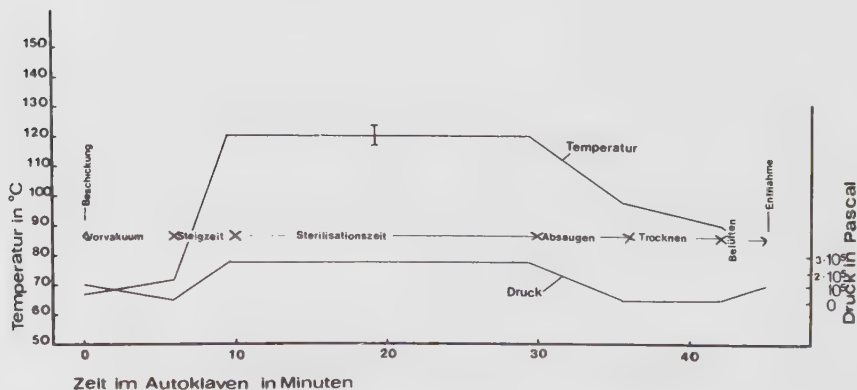


Abb. 3 Verlauf von Sterilisationstemperatur und -druck im Autoklaven in Abhängigkeit von der Zeit für Programm 3: Sterilisationsdauer 45 Minuten, max. Temp. 120 °C, max. Druck 1,0 atü.

2.3 Heißluftsterilisation

Die Heißluftsterilisation (= Trockensterilisation) beruht auf einer einfachen Hitzeeinwirkung, wobei Temperaturen angewandt werden müssen, die essentielle Eiweißkomponenten und Enzyme inaktivieren. Bei der Heißluftsterilisation entspricht die Temperatur von 180 °C der Wirkung einer Sterilisation von 120 °C in gesättigtem Wasserdampf. Die Trockensterilisation eignet sich für Metallinstrumente, hartgelötete Spritzen, Glas- und Porzellanwaren. Sie ist wegen der erforderlichen hohen Temperaturen ungeeignet für Textilien und Gummi.

2.4 Gassterilisation

Mit den üblichen Sterilisationsmethoden - nämlich der Anwendung von "gespanntem" Dampf oder Heißluft - ist es nicht möglich, hitzeempfindliche Instrumente oder Materialien zu entkeimen ohne sie zu schädigen. Man verwendet daher für diese Art von Sterilisiergut gasförmiges Äthylenoxid. Die Wirkung des Sterilisiergases beruht im Gegensatz z.B. zur Dampfsterilisation, wo rein physikalische Bedingungen die Abtötung der Keime bewirken, auf chemischen Einflüssen. Die Anwendungstemperatur beträgt etwa 50 °C, wobei eine Schädigung des aus hitzeempfindlichen Materialien hergestellten Sterilisiergutes noch nicht eintritt. Äthylenoxid besitzt eine gute bakterizide Wirkung, ist jedoch toxisch und hoch explosiv. Man verwendet Äthylenoxid, das als Flüssiggas im Handel ist, entweder in Mischung mit CO₂ oder in reiner Form (99,8 %ig). Eine in Deutschland für Sterilisationszwecke gebräuchliche Mischung von 10 % ÄO und 90 % CO₂ ist unter dem Namen Cartox im Handel. An der Chirurgischen Universitätsklinik in Erlangen wird ein Gerät der Firma MMM GmbH des Types KGS 2545 verwendet. Die Sterilisationszeit beträgt zwischen 2 und 5 Stunden.

II.3 In der Routine verwendetes LiF-Tl-Dosimetersystem

3.1 Allgemeines zur Thermolumineszenzdosimetrie mit LiF

3.1.1 Physikalische Grundlagen

Nach Exposition geeignet dotierter Substanzen (hier LiF) mit ionisierenden Strahlen wird bei Wärmezufuhr eine Lichtemission beobachtet. Bei der Modellvorstellung geht man davon aus, daß in der Substanz freigesetzte Elektronen in verschiedene Energieniveaus(traps), in denen sie eine temperaturabhängige Verweilzeit haben, die für höhere Energieniveaus bei Zimmertemperatur z.B. einige Jahre betragen kann, eingefangen werden. Durch Wärmezufuhr gehen die Elektronen wieder in den Grundzustand über, und zwar unter Aussendung eines Lichtquants. Für die Dosimetrie ausgenutzt wird die Tatsache, daß die Anzahl der Elektronen die in den Grundzustand, durch definiertes Ausheizen in der Meßapparatur, übergehen, Licht proportional der absorbierten Dosis aussendet. Wegen weiterer physikalischer Einzelheiten zur Thermolumineszenz sei auf die einschlägige Literatur (z.B. 1, 2, 9) verwiesen.

3.1.2 Dosimetersystem

LiF-Meßsonden

Den in der Einleitung aufgestellten Forderungen nach kleinem Volumen, großer Empfindlichkeit und weitgehender Energieunabhängigkeit scheinen die "hochempfindlichen TLD - 100 LiF - Ribbons" der Fa. Harshaw Chemie, Cleveland Ohio, mit denen hier gearbeitet wird, in genügendem Umfang gerecht zu werden.

Die Abmessungen betragen

$$\underline{1/8 \times 1/8 \times 0,035 \text{ inches}^*}$$

die Masse beträgt

$$\underline{\text{ca. } 24 \text{ mg.}}$$

Die untere Nachweisgrenze wird vom Hersteller mit einigen mrd angegeben. Die Plättchen sind mechanisch fest (deshalb mit einer Pinzette leicht zu handhaben) und optisch transparent. Sie bestehen aus gewöhnlichem LiF-Pulver (der LiF-Gehalt beträgt 100 %) und werden ohne Verwendung eines Bindemittels in einem Prozeß, der unter strenger Kontrolle von Temperatur und Preßdruck durchgeführt wird, hergestellt (10). Dadurch soll gewährleistet werden, daß die einzelnen Sonden die gleiche chemische Zusammensetzung und damit die gleiche Empfindlichkeit haben

Dosimeterhüllen

Um die Meßsonden in ihrer Empfindlichkeit nicht zu beeinträchtigen, müssen sie vor Verschmutzung und Fett, vor allem aber vor Verkratzen und grober mechanischer Beanspruchung geschützt werden; der Hersteller empfiehlt deshalb beim Umgang mit ihnen Handschuhe zu tragen. Im Normalfall wird man die LiF-Plättchen bei der Anwendung zur besseren Handhabung in irgendwelche Kunststoffkapseln geben.

Thermolumineszenzapparatur

Aufbau

Als Thermolumineszenzauswerteapparatur wird der sogenannte "TL-Analyser Modell 2000" der Fa. Harshaw, Cleveland Ohio verwendet.

$$* \hat{=} 3,175 \times 3,175 \times 0,889 \text{ mm}$$

Im wesentlichen besteht er aus:

- a) einem Heizgerät mit einem optischen System (Linsen, Infrarot- und Farbfiltern), dazu als Lichtdetektor einem Spezialphotomultiplier. Weiterhin einem Temperaturmesser (Thermoelement) für die Heizvorrichtung, der eine exakt reproduzierbare Einstellung der maximalen Ausheiztemperatur (je nach Detektormaterial zwischen 250 und 350 °C) und u.U. auch der Aufheizgeschwindigkeit gestattet. Um den Dunkelstrom möglichst niedrig und konstant zu halten (3×10^{-12} A), wird der Photomultiplier durch ein Peltierelement bei einer Temperatur von 10 °C gehalten. Zur Vermeidung von störenden Leuchterscheinungen durch vorwiegend sauerstoffbedingte Oberflächeneffekte (Tribolumineszenz 23) sowie durch Verbrennung eventuell vorhandener organischer Oberflächenverunreinigungen während des Aufheizvorganges wird Begasung der Heizvorrichtung mit einem Schutzgas (N_2) vorgenommen. Die Abbildung 4 zeigt schematisch den Aufbau der Auswerteapparatur.

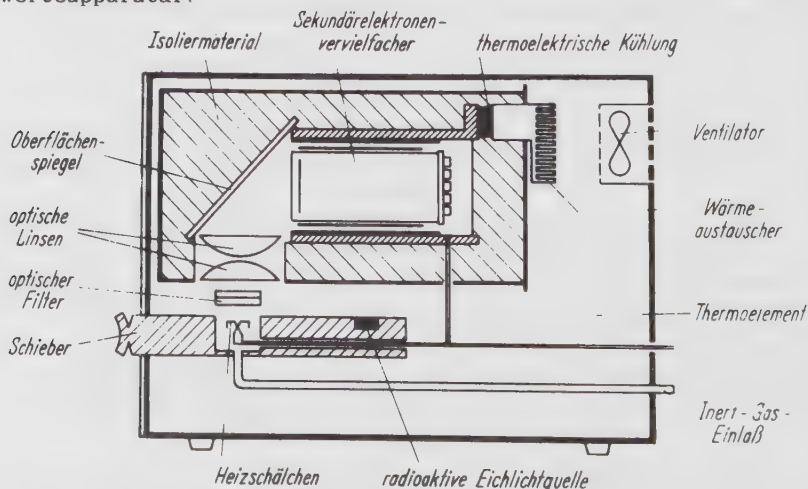


Abb. 4: Schematischer Aufbau einer TLD-Meßapparatur

- b) einem Picoamperemeter zur Messung des Photomultiplierstromes. Bei der Auswertung wird der TL-Detektor auf 290°C aufgeheizt (Begründung siehe Abschnitt 3.1.3). Das emittierte TL-Signal wird durch den Photomultiplier in ein Stromsignal umgewandelt; der über die Meßdauer t integrierte Multiplierstrom ($\int i dt$) wird digital in Ladungseinheiten (nC, μC) angezeigt (10).

Nulleffekt - untere Nachweisgrenze

An der unteren Grenze des linearen Meßbereiches wird die Dosismessung durch nichtstrahleninduzierte Lichtemission (NSLi = Nulleffekt) des Speicherphosphors und der Aufheizvorrichtung gestört. Unter der nichtstrahleninduzierten Lichtemission versteht man Licht, das der Speicherphosphor beim Aufheizen emittiert, ohne daß eine Anregung durch ionisierende Strahlung vorausgegangen ist (9). Die NSLi setzt sich aus der Wärmestrahlung und der durch andere Anregungsarten (Tageslicht, chemische Reaktionen) erzeugten Thermolumineszenz des Phosphors und der Heizvorrichtung zusammen. Die Untersuchungen von Seibert (21) ergaben, daß Effekt und Nulleffekt nicht proportional mit der Verstärkung zunehmen. Die effektive Lichtausbeute eines Phosphors (= Anzeige minus Nulleffekt) ist unabhängig von der Größe des Nulleffektes. Die untere Nachweisgrenze eines TL-Dosimeters ist nicht durch die Größe der NSLi, sondern deren Schwankung bestimmt. Man kann also eine um so geringere Energiedosis mit einem Speicherphosphor messen, je höher die Thermolumineszenzausbeute η_{TL} (9) und je geringer die Schwankung $\Delta\phi_{\text{NSLi}}$ ist. Bei dieser Arbeit wurden als untere Nachweisgrenze ein Wert $> 3\sigma_{\text{No}}$ angenommen. Dies bedeutet, daß Signalwerte, die abzüglich des Nulleffektes größer als $3\sigma_{\text{No}}$ sind, nicht als Schwankungen des

Nulleffektes interpretiert werden, sondern mit einer Wahrscheinlichkeit von 99 % echten Meßwerten entsprechen.

Um die so definierte untere Nachweisgrenze zu bestimmen, wurde der Verlauf des Nulleffektes 57 Stunden lang kontrolliert. Die Versuchsbedingungen waren dabei:

Hochspannung am SEV: 650 V

Integrationsdauer pro Ausheizperiode: 30 sec

Ausheiztemperatur: 290 °C

N₂-Spülung: 0,1 l/min

Vor der ersten Messung war das Gerät bereits 2 Tage in Betrieb, sodaß man annehmen konnte, daß die Betriebstemperatur des SEV von 10 °C bereits erreicht war.

Ergebnis: Bei der Überprüfung des Nulleffektes ergaben sich nicht unerhebliche Schwankungen. Die Streuung betrug 9,1 %. Ursachen dafür dürften in der mangelhaften Kühlung der Apparatur, bei starker Belastung, zu suchen sein, denn durch Erneuern des Peltierelementes und Kompensation des Dunkelstroms konnte der Nulleffekt von ca. 0,4 nC auf weit unter 0,1 nC gesenkt und relativ konstant gehalten werden. Bei genauerer Untersuchung der 97 Meßwerte, welche in 7 zusammenhängenden Zeitintervallen von jeweils ca. 30 Minuten Dauer gewonnen wurden, zeigte sich, daß für diese kurzen Zeitabschnitte die Meßwerte nahezu konstant waren. Die Streuung betrug zwischen 0,6 und 1,9 %. Bei der Einstellung des Nulleffektes auf ca. 20 pC (erreichbar durch Kompensation des Dunkelstroms) zeigte sich innerhalb von 30 Minuten, wobei der Nulleffekt alle 3 Minuten bestimmt wurde (dies ent-

spricht in etwa den Bedingungen bei Routineauswertungen), eine mittlere Schwankung von 1,21 pC. Nach obiger Definition der unteren Nachweigrenze bedeutet dies, daß bereits Ladungen von 3,63 pC (entspricht ca. 1,5 mrem bei Auswertezyklus A, bzw. ca. 3 mrem bei Auswertezyklus B) nachgewiesen werden können.

Für die praktische Anwendung bedeutet dies, daß die momentane Größe des Nulleffektes bei allen Messungen berücksichtigt, d.h. von der jeweiligen Anzeige abgezogen werden muß. Bei Dosen im Bereich von über 1 R braucht der Nulleffekt innerhalb einer Auswertezeit von 30 Minuten nur einmal bestimmt werden, da die höchste auftretende Änderung des Nulleffektes innerhalb dieser Zeit, von vielleicht 10 pC einen zusätzlichen Fehler von nur 1 % bedingt. Bei Dosen im Bereich von mrd und vor allem in der Nähe der unteren Nachweisgrenze empfiehlt es sich, den Nulleffekt vor jeder Messung zu bestimmen.

Eichlicht

Eine Referenzlichtquelle, in der Regel bestehend aus einem fluoreszenzfähigen Kristall mit eingelagerter radioaktiver Substanz großer Halbwertszeit - im vorliegenden Fall ein radiumdotierter NaJ(Tl)-Kristall - dient zur Funktionskontrolle und Empfindlichkeitsprüfung der Meßapparatur. Obwohl die Tl-Auswerteapparatur bei Zimmertemperaturen, nämlich unterhalb 25 °C betrieben wurde, zeigten sich dennoch Schwankungen des Eichlichtes. Diese Schwankungen sind ein Maß für die Genauigkeit, mit welcher sich die Ergebnisse in der Thermolumineszenzmeßapparatur reproduzieren lassen. Um diese Genauigkeit der Meßapparatur zu bestimmen,

wurde das Eichlicht ebenfalls 57 Stunden lang kontrolliert. Die Versuchsbedingungen waren die gleichen wie bei der Überprüfung des Nulleffektes.

Ergebnis: Bei Messungen des Eichlichtes ergab sich eine mittlere Anzeige von 37,7 nC und eine mittlere Abweichung von 0,67 nC $\hat{=}$ 1,75 %.

Unter völlig identischen Bedingungen beträgt die Meßgenauigkeit des Gerätes $\pm 1,78$ %. Dies bedeutet, daß sämtliche Messungen im Mittel mindestens mit diesem Fehler behaftet sind.

3.1.3 Meßbedingungen bei der Thermolumineszenzdosimetrie

Ausheiztemperatur

LiF-Meßsonden müssen bei der Auswertung auf die zur Entleerung der Haftstellen (peaks 1 - 5) erforderliche Maximaltemperatur aufgeheizt werden. Ob diese Temperatur erreicht wurde zeigt die Form der Glowkurve (Abb. 5).

In der Literatur (z.B. 9,19) finden sich verschiedene Glowkurven für LiF-Speicherphosphore. Nach Frank und Stolz (9) hängt die Lage der Glowmaxima relativ zur Temperatur u.a. von der Aufheizgeschwindigkeit ab, so daß für peak Nr. 5 (s. Abb. 5) Temperaturwerte zwischen 190 und 220 °C erhalten werden. Als obere Grenze für die Temperatur bei der Auswertung von LiF-Meßsonden werden Werte zwischen 250 und 350 °C angegeben.

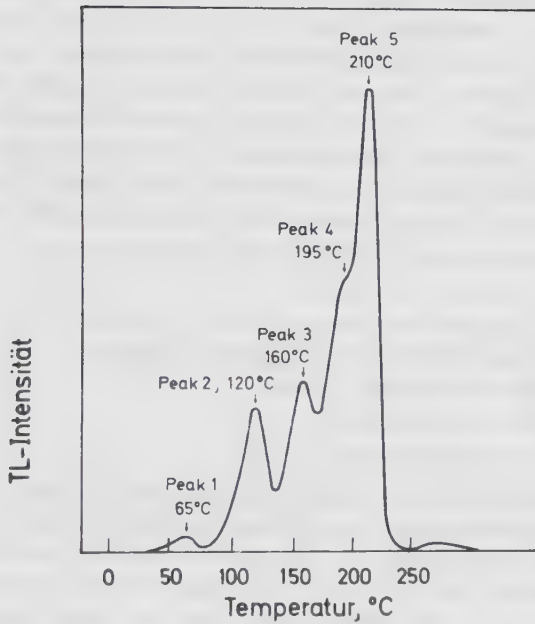


Abb. 5 Typische TL-Glowkurve (LiF/TLD-100; nach
Temperung bei 400 °C)

Der Hersteller macht für die Auswertetemperatur von
LiF/TLD-100 Ribbons keine Angaben. Regulla (19) heizt
die hochempfindlichen "Rods" bei einer Temperatur von

250 °C und Glas- und Teflonrods bei 300 °C aus. J. Dalglish (6) jedoch wertet LiF-Teflonmikrorods bei einer Temperatur von 270 °C aus. Da, wie oben erwähnt, der Glowkurvenverlauf entscheidend von der Aufheizgeschwindigkeit, also von Einstellungen am Auswertegerät, beeinflusst wird, mußte die optimale Ausheiztemperatur experimentell ermittelt werden. Dazu wurden für einige Meßsonden unter Einhaltung der Bestrahlungsbedingungen 1a, wie sie in Abschnitt II.7 beschrieben sind, Glowkurven aufgenommen.

a) Die Auswertebedingungen waren dabei zunächst:

"post irradiation annealing": * keines

Integrationsdauer: 30 sec

N₂-Spülung: 0,1 l/min

max. Ausheiztemperatur: 250 °C

Während des Ausheizvorganges wurde gleichzeitig mit Hilfe eines Doppelkoordinatenschreibers vom Typ Moseley Modell 7035 AM der Hewlett Packard Company, der an den Tl-Analyser angeschlossen war, die Glowkurve geschrieben (Abb. 6). Dabei zeigte sich, daß jeweils kurz bevor eine Temperatur von 250 °C erreicht wurde, die Glowkurven plötzlich steil abfielen. Offensichtlich wurde der Ausheizvorgang abgebrochen, noch ehe die Temperatur erreicht war, die notwendig ist, um sämtliche "Haftstellen", die zum peak Nr. 5 beitragen, zu entleeren.

* = Temperung zwischen Bestrahlung und Auswertung.
Genaueres s. Abschnitt: "Fading, Temperung und
"Regenerierung" ff

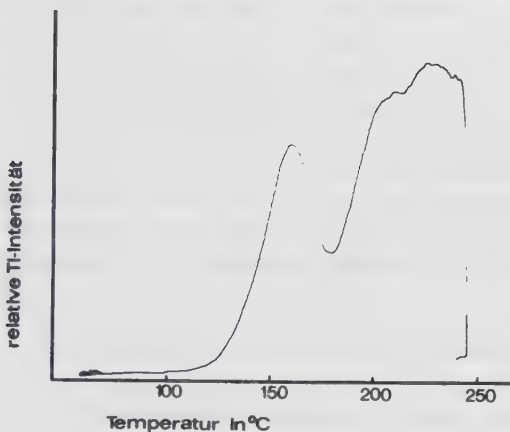


Abb.6 Tl-Glowkurve für LiF-TLD 100 Robbins ohne jede Temperaturvorbehandlung der Detektoren; am Gerät eingestellte Temperatur: 250 °C.

- b) Da die Ausheiztemperatur offensichtlich zu niedrig war, wurden im folgenden die Tl-Meßsonden unter Beibehaltung der Bestrahlungsbedingungen, bei jeweils höheren Temperaturen ausgewertet. Die Auswertebedingungen waren nun:

"postirradiation annealing": keines

Integrationsdauer: 30 sec

N₂-Spülung: 0,1 l/min

max. Ausheiztemperatur: 260 bzw. 270 bzw. 280 bzw. 290 °C (Anzeige am Tl-Analyser)

Erst bei einer am Tl-Analyser angezeigten Temperatur von 290 °C ist offensichtlich die Temperatur

erreicht, die notwendig ist, um sämtliche Haftstellen, welche zur Bildung von peak Nr. 5 beitragen, zu entleeren. Aus dem Verlauf der Glowkurve ist ersichtlich, daß die Emission von Tl-Licht jetzt bereits verschwindend gering ist, wenn der Auswertevorgang abgebrochen wird (s. Abb. 7). Auf diese Weise kann der Fehler, bedingt durch vermeidliche Ungenauigkeiten bei der Einstellung der Auswertetemperatur, möglichst gering gehalten werden, weil kleine Änderungen der Temperatur in diesem Bereich $\frac{d(Tl)}{dt} = 0$ und (Tl) sehr klein die Ausbeute $\int_0^t (Tl) dt$ nur wenig beeinflussen.

Aus den soeben dargelegten Gründen wurden bei allen weiteren Messungen die TLD - 100 LiF Meßsonden bei einer maximalen Temperatur von 290 °C ausgewertet.

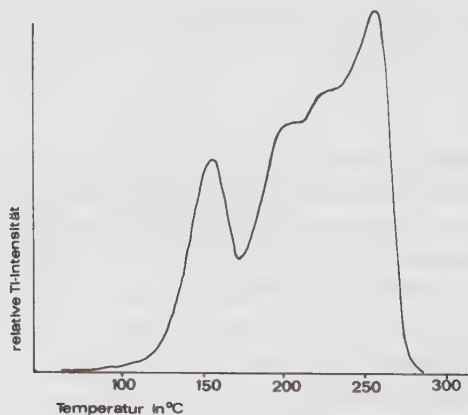


Abb. 7 Entsprechend Abb. 6 nur maximale Ausheiztemperatur von 290 °C

Fading, Temperung und Regenerierung

Werden Thermolumineszenzdosimeter nicht direkt nach der Bestrahlung ausgewertet, so nimmt der Meßwert mit der Zeit ab. Diesen Effekt nennt man Fading. Das Ausmaß der Abnahme des Meßwertes ist abhängig von:

1. der Höhe der Lagerungstemperatur der Dosimeter
2. der Zeitdauer zwischen Bestrahlung und Auswertung und
3. der Lagerung bei Tageslicht (der Einfluß der UV-Komponente ist besonders zu berücksichtigen!).

(Systematische Untersuchungen darüber finden sich in der Literatur, z.B. 7,4).

Cameron (4) und Zimmermann (26) konnten zeigen, daß durch geeignete Wärmebehandlung der Dosimeter vor der Bestrahlung (= Vorpeakunterdrückung) bzw. vor der Auswertung (= Vorpeaklöschung) das Fading ausgeschaltet werden kann. Dieser Vorgang wird in der Literatur als "Temperung" bezeichnet.

Der Sinn des Temperns und Regenerierens besteht ferner im Löschen der Dosisinformation der vorausgegangenen Bestrahlung und der Wiederherstellung der Dosisempfindlichkeit, d.h. der früheren Form der Ausheizkurve. Ersteres geschieht durch eine Wärmebehandlung zwischen etwa 300 und 500 °C (Meßwertlöschung), letzteres durch eine anschließende Temperung zwischen etwa 60 bis 100 °C (Vorpeakunterdrückung). Umfangreiche Untersuchungen über verschiedene Methoden der Regenerierung, insbesondere den Einfluß der Abkühlgeschwindigkeit, finden sich in der Literatur

Der Hersteller empfiehlt den "Cameron Temperzyklus" (Lagerung 1 Stunde bei 400 °C und 24 Stunden bei 80 °C) anzuwenden. Dies scheiterte aus Zeitgründen

und am Fehlen eines speziellen Ausheizgerätes. Regulla (19) empfiehlt die Methode der "Schnellregenerierung" (15 sec bei 400 °C, 30 sec abkühlen, Nachbehandlung: 15 Minuten bei 100 °C) Diese Methode konnte nicht angewandt werden, da der verwendete Tl-Analyser nur eine maximale Temperatur von ca. 370 °C erreicht.

Die Plättchen werden deshalb folgendermaßen regeneriert:

Aus Zeitgründen werden vor jeder Bestrahlung jeweils 4 Plättchen zusammen in die Vertiefung des Platinbleches der Ausheizvorrichtung gebracht. Der Ausheizvorgang dauert genau 2 Minuten (Stoppuhr), es wird eine Temperatur von ca. 370 °C erreicht. Innerhalb von 1,5 Minuten kühlen die Plättchen anschließend (bei geschlossenem Schieber) auf ca. 100 °C ab. Die gesamte Regenerierung dauert also 3,5 Minuten. Die Vorpeaklöschung zwischen Bestrahlung und der anschließenden Auswertung (= post irradiation annealing) wurde wie üblich (15 Minuten bei 100 °C) durchgeführt. Dazu befanden sich die Meßsonden auf einer Teflonplatte und wurden in einer wasserdichten Messingdose (Abb. 8) 15 Minuten lang in kochendem Wasser erhitzt. Dieses Vorgehen wird im folgenden als Auswertezyklus A bezeichnet. Wegen der besseren Temperaturleitfähigkeit ist geplant, in Zukunft statt der Teflonplatte eine vergoldete Messingplatte zu verwenden.



Abb. 8 Messingtopf für die Temperaturvorbehandlung der Detektoren mit Tefloneinlage; um Verwechslungen der Detektoren während der Temperung zu verhindern sind die einzelnen "Bohrungen" nummeriert.

3.2 Spezielle Eigenschaften von LiF-Thermolumineszenzdosimetern

3.2.1 Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Charge

Die relative Empfindlichkeit von Thermolumineszenzdosimetern muß ebenso wie die von anderen nicht absolut messenden Dosimetern, wie z.B. Filmdosimetern oder Ionisationskammern (bei unbekanntem Volumen), in einem bekannten Strahlungsfeld ermittelt werden. Nimmt man diese Kalibrierung immer mit dem gleichen Auswertegerät vor, so geht man sicher, Abweichungen, welche durch unterschiedliche Konstruktion und Einstellung der verschiedenen Geräte bedingt sein können, auszuschalten. Grundsätzliche Untersuchungen über die Empfindlichkeit sollten in dem Energie- und Dosisbereich durchgeführt werden, in welchem später auch die Messungen durchgeführt werden sollen. So werden Fehler, welche durch eventuelle Abhängigkeiten von irgendwelchen unbekannten Parametern (Energie, absorbierte Dosis usw.) verursacht werden, vermieden. Wird eine Anzahl von Dosimetern, welche stets gemeinsam getempert und bestrahlt wurden, nach identischer Strahlenexposition bei gleichen Bedingungen ausgewertet, so kann man dennoch unterschiedliche Empfindlichkeiten der Dosimeter feststellen, obwohl alle oben erwähnten Vorsichtsmaßnahmen eingehalten wurden. Diese individuelle Empfindlichkeit eines Dosimeters bleibt auch nach mehreren Bestrahlungs-Temperzyklen innerhalb der Meßgenauigkeit erhalten.

Nach Regulla (20) weisen handelsübliche feste Meßsonden innerhalb einer Charge bezüglich des LiF-Gehaltes Fertigungstoleranzen und damit Empfindlichkeitsschwankungen von etwa $\pm 2\%$ auf. Noch größere Empfindlich-

keitsunterschiede seien in der RTL-Substanz als solcher, z. B. durch unterschiedliche Fehlordnungsdichte, begründet. Auf diese Weise kann die unterschiedliche Empfindlichkeit der einzelnen Sonden erklärt werden.

In der Praxis wird man deshalb Dosimeter mit ähnlicher Empfindlichkeit zu einer Gruppe zusammenfassen und dann bei geringem Verzicht auf Genauigkeit als gleichempfindlich betrachten.

Der Hersteller garantiert für eine Charge von gleichzeitig erworbenen LiF-Plättchen eine mittlere Streuung von weniger als $\pm 4 \%$.

Um dies zu überprüfen, und eine eventuelle Einteilung der Sonden in etwa gleichempfindliche Gruppen vorzunehmen, wurden 100 Sonden unter Einhaltung der Bestrahlungsbedingungen, wie sie in II.6 unter der Bestrahlungsanordnung 2 b beschrieben sind, am Gammatron je 3 mal einer Dosis von 28,43 R ausgesetzt. Nach jeder Bestrahlung wurden die Plättchen gemäß Auswertezyklus A (siehe Abschn. II.7) ausgewertet, getempert und regeneriert.

Tabelle 1: Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Charge und Änderung der Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Anzahl der Bestrahlungen

	1. Bestrahlung	2. Bestrahlung	3. Bestr.
Mittlere Anzeige [nC]	27,31	50,66	49,95
Mittlere Abw. = %	0,88 = 3,23%	3,44 = 6,79%	2,36 = 4,73%
Extreme Abw. in % vom Mittelwert	+31/-7	+8/-31,5	+6,3/-37
Mittlere Anzeige in nC/R	0,97	1,78	1,76

Ergebnis: Die vom Hersteller garantierte Genauigkeit wird nicht erreicht, Nach der ersten Bestrahlung hatten die Plättchen eine um den Faktor 0,55 geringere Empfindlichkeit verglichen mit der Empfindlichkeit bei folgenden Bestrahlungen. Einen ähnlichen Tatbestand, welcher auf das Fehlen einer vorhergehenden Temperaturbehandlung zurückzuführen sein dürfte, hat bereits J. Dalglish (6) beschrieben. Nach der zweiten und dritten Bestrahlung zeigten die Meßsonden etwa gleiche Empfindlichkeit. Nach der 3. Bestrahlung wurden von den 100 Plättchen 8 mit den extremsten Abweichungen ausgesondert. Teilt man den Rest in 3 Gruppen ein, so erhält man die in Tabelle 2 angegebenen Genauigkeiten.

Tabelle 2: Empfindlichkeit verschiedener ausgewählter Dosimetergruppen

	Anzahl	mittlere Anzeige	mittlere Abweichung	mittl Anzeige in nC/R
Gruppe I	18	51,57 nC	1,19 nC = 2,31%	1,81
Gruppe II	39	50,37 nC	1,33 nC = 2,64%	1,77
Gruppe III	34	49,19 nC	0,89 nC = 1,81%	1,74

Ohne Einteilung in Gruppen haben die 91 Sonden eine mittlere Anzeige von 1,76 nC/R und eine mittlere Streuung von 3 %. Wenn man sich mit einer Genauigkeit von ± 3 % begnügt, kann man die Sonden aller 3 Gruppen als gleich empfindlich betrachten. Für die Fragestellung in dieser Arbeit erscheint eine Genauigkeit von ± 3 % als ausreichend.

Es wurde deshalb auf die Unterteilung in Gruppen, die eine Verbesserung der Genauigkeit von nur 1 % ergeben hätte, verzichtet.

3.2.2 Abhängigkeit von der absorbierten Dosis

Die ideale Empfindlichkeitskurve eines Thermolumineszenzphosphors sollte über den ganzen Meßbereich dosisproportional, und zwar linear verlaufen. Die meisten Phosphore zeigen jedoch keine Linearität (5). Der Übergang von einer linearen zu einer "supralinearen" Empfindlichkeit (das bedeutet, daß die Empfindlichkeit stärker ansteigt als die absorbierte Dosis), liegt bei einigen Phosphoren bei ca. 1000 rd, bei anderen bereits bei einigen hundert rd (9, 19). Dies erfordert sorgfältige Kalibrierung und die Erstellung eines Korrekturfaktors, welcher die systematische Abweichung des Meßwertes von der Dosisproportionalität berücksichtigt. Ohne einen großen Fehler zu begehen, kann man, wie eigene Untersuchungen gezeigt haben, in einem begrenzten Dosisbereich die Empfindlichkeit linear annähern. Für sehr hohe absorbierte Dosen zeigen Tl-Dosimeter eine Sättigung und die emittierte Lichtmenge bleibt bei weiterem Anstieg der absorbierten Dosis konstant (9,5).

a) Empfindlichkeitskurve der LiF-Dosimeter für "Röntgendiagnostikstrahlen"

Bei der Ermittlung der Empfindlichkeitskurven für Röntgendiagnostikstrahlung wurden 24 Plättchen unter Einhaltung der Bestrahlungsanordnung 1a und des Auswertezyklus A (siehe Abschn. II.7) bestrahlt und ausgewertet. Je 4 Sonden wurden immer der gleichen Dosis ausgesetzt. Es wurde ein Dosisbereich von 50 mrd bis 9,42 R überstrichen. Die Röhrenspannung betrug 70 kV, die Stromstärke 6 mA. Bei

einer Eigenfilterung der Röhre von ca. 2 mm Al beträgt die HWD dieser Strahlung 0,066 mm Cu.

Ergebnis: Die graphische Darstellung (Anzeige am Tl-Analyser in nC minus Nulleffekt gegen Dosis in R) ergibt in doppelt logarithmischer Darstellung eine Gerade (Abb. 9). Eingezeichnet ist der Mittelwert aus 4 Einzelmessungen und die Streuung der Einzelmeßwerte.

Versucht man durch eine analytische Funktion die Werte numerisch anzunähern, so kommt man zu folgenden Ergebnissen:

α) Die Annäherung mit Hilfe einer Geradengleichung ergibt:

$$y^G = 3,2320 \cdot x + 0,1166.$$

β) Nach Seibert (21) ist es jedoch zweckmäßiger, die Anpassung mit Hilfe einer Potenzfunktion zu versuchen:

$$y^P = 3,2968 \cdot x^{1,0037}$$

Die Näherung durch eine Potenzfunktion ist besser, denn

1. die Potenzfunktion geht durch den Nullpunkt; durch sie ist gewährleistet, daß unbestrahlte Dosimeter die Anzeige "Null" ergeben.
2. bei der Annäherung durch eine Geradengleichung erhält man eine mittlere Abweichung der errechneten Werte von den experimentell ermittelten Meßwerten von

$$\pm 4,38 \text{ \%}$$

Bei Näherung durch eine Potenzfunktion ergibt sich für diese mittlere Abweichung ein Wert von nur

$$\pm 1,45 \text{ \%}$$

Tabelle 3: Prozentuale Abweichungen des berechneten Wertes bei Näherung durch eine Gerade bzw. Potenzfunktion.

Dosis in R	Gerade	Potenzfunktion
0,050	7,90 %	4,32 %
0,355	10,10 %	0,90 %
0,710	2,73 %	0,00 %
0,944	3,21 %	1,44 %
3,070	2,40 %	1,14 %
4,260	3,57 %	1,49 %
9,420	0,80 %	3,85 %

Mittlere Ab-

weichung in %

$\pm 4,38 \%$

$\pm 1,45 \%$

Da die Abweichung des Exponenten der Potenzfunktion von 1 nur sehr gering ist, kann er bei niedrigen Dosen vernachlässigt werden. Die Abweichung der Geraden $y = 3,29 \cdot x$ von obiger Potenzfunktion beträgt bis zu einer Dosis von 14,72 R weniger als 1 %. Die Empfindlichkeitskurve verläuft also im Dosisbereich von 50 mrd bis 14,72 R nahezu ideal linear.

Da die experimentell ermittelten Meßwerte nur sehr wenig von den aufgrund der numerisch gewonnenen Potenzfunktion errechneten Werten abweichen und außerdem in dem uns interessierenden Dosisbereich ein linearer Verlauf der Empfindlichkeitskurve gegeben zu sein scheint, wird beim weiteren Vorgehen auf eine numerische Anpassung verzichtet. Als Maß für die Empfindlichkeit der Dosimeter wird die aus sämtlichen Meßwerten ermittelte mittlere Anzeige pro R in nC genommen. Sie beträgt für die hier verwendete

"Röntgendiagnostikstrahlung" 3,29 nC pro R. Die mittlere Streuung der Meßwerte beträgt 2,06 %.

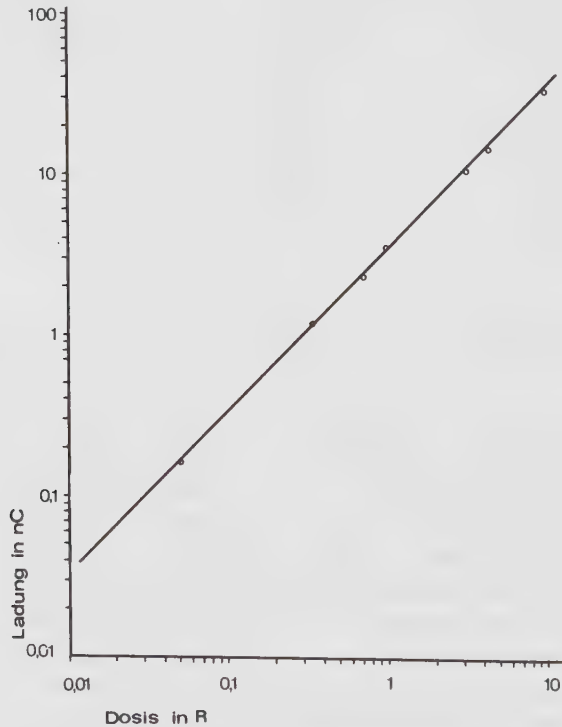


Abb. 9 Empfindlichkeitskurve der "ungekapselten" TLD-Sonden für den Meßbereich von 50 mR bis 10 R. Die Empfindlichkeitskurve wurde bei konstanten Bedingungen aufgenommen: die Erzeugungsspannung der Röntgenstrahlen betrug 70 kV, weitere Einzelheiten siehe Text.

- b) Empfindlichkeitskurve der LiF-Dosimeter bei ^{60}Co Gammastrahlung.

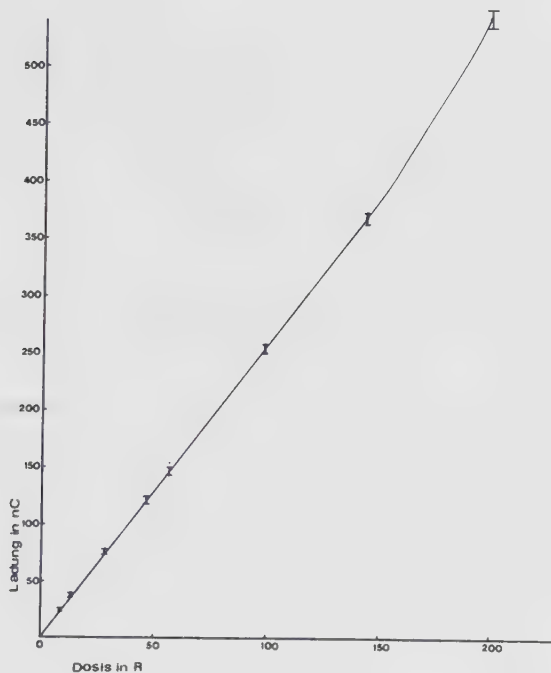


Abb. 10 Empfindlichkeitskurve für Lithiumfluoriddetektoren für den Meßbereich von 10 - 200 R. Die Bedingungen bei der Erstellung der Empfindlichkeitskurve waren konstant: als Strahlenquelle wurde ^{60}Co verwendet, weitere Einzelheiten siehe Text.

Für die Ermittlung der Empfindlichkeitskurve am Gammatron wurde ein Dosisbereich von 9,3 bis 197 R überstrichen. Die Energie der Strahlung betrug im Mittel etwa 1,2 MeV, entsprechend einer HWD von ca. 22 mm Cu. Die Bestrahlung erfolgte gemäß Anordnung 2b, die Auswertung gemäß Zyklus A (siehe Abschnitt II.7).

Ergebnis: Die graphische Darstellung (Abb. 10) ergibt bei grober Betrachtung eine Gerade. Bei genauerer Untersuchung stellt sich heraus, daß im Dosisbereich von 9,3 R bis 142 R die mittlere Anzeige pro R 2,59 nC beträgt (Streuung 2,52 %), während bei einer eingestrahelten Dosis von 197 R die mittlere Anzeige pro R 2,79 nC beträgt. Dies bedeutet eine Empfindlichkeitssteigerung der LiF-Dosimeter um ca. 8 %.

Offensichtlich beginnt hier das in der Literatur beschriebene Phänomen der "Supralinearität", welches besagt, daß bei höheren Dosen die Anzeige pro R größer wird.

Nach Strüter (22) muß bei Dosen über 100 R ein Dosisbereichsfaktor eingeführt werden, welcher die Abweichung von der Dosisproportionalität berücksichtigt. Nach Regulla (19) setzt die Supralinearität für LiF-Dosimeter bei einer Dosis von ca. 400 R ein. Bei einer eingestrahelten Dosis von 1000 R würde die Anzeige pro R im Mittel um 20 % höher liegen, als bei einer Dosis unterhalb von 400 R.

3.2.3 Energieabhängigkeit

Bei der Röntgendiagnostik kommen wegen der unterschiedlichen Dicke und Gewebszusammensetzung der durchstrahlten Objekte Strahlungen verschiedener Härten und somit verschiedener Energien zur Anwendung. Von einem guten Dosimeter muß also eine weitgehende Energieunabhängigkeit gefordert werden. Die Energieabhängigkeit von Thermolumineszenzdosimetern ist definiert als Quotient von Anzeige zu Dosis in Abhängigkeit von der Energie. Nach Literaturangaben (z.B. 19) soll dieser Quotient oberhalb einer Energie von ca. 300 keV nahezu konstant sein. Eigene Untersuchungen (Abb. 18) zeigten, daß dies nur bedingt der Fall war und u.a. auch von der Dosimeterhülle abhängt. Will man also vor allem in niedrigeren Energiebereichen messen, so müssen vorher auf jeden Fall Kalibriermessungen durchgeführt werden.

3.2.4 Richtungsabhängigkeit der Anzeige

Bei Dosismeßsonden, die den Meßwert speichern, wie z.B. Festkörperdosimetern, beeinflußt neben Strahlenart und Energie, die Form der Sonde (in unserem Falle Plättchen von $1/8 \times 1/8 \times 0,035$ inches) die Richtungsabhängigkeit (25). Da die Sonden im allgemeinen nicht kugelsymmetrisch gemacht werden können, wird die Anzeige von der Strahleneinfallsrichtung, bezogen auf ein gewähltes Achsensystem durch die Sonde, abhängen. Vom Hersteller werden dazu keine Angaben gemacht.

Untersuchungen über die Richtungsabhängigkeit wurden nur für die gekapselten LiF-Plättchen durchgeführt (siehe Abs. II 4.2.4), da die Winkelabhängigkeit von der Form der gesamten Sonde, welche letztlich vor allem durch die Stärke der Kapselwände bedingt ist, bestimmt wird.

3.2.5 Reproduzierbarkeit des Meßergebnisses

Neben Energie-, Dosis- und Winkelabhängigkeit ist die Reproduzierbarkeit des Meßergebnisses ein wesentliches Kriterium für die Qualität eines Dosimeters. Um zu überprüfen wie gut die Reproduzierbarkeit der RTL-Ausbeute pro Dosiseinheit bei der hier angewandten Methode der Regenerierung und Temperung ist, wurden 3 Meßsonden 5 x mit 5 R bestrahlt und auf die oben beschriebene Weise regeneriert und getempert.

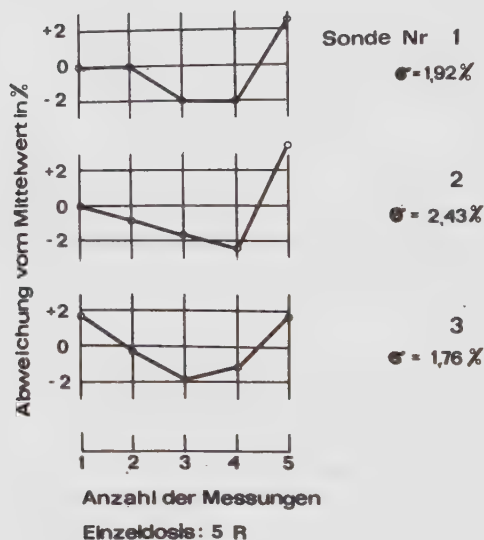


Abb. 11 Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse für 3 ausgewählte Sonden.

Es zeigte sich bei Sonde Nr. 1 eine mittlere Abweichung von 1,92 %, bei Sonde Nr. 2 von 2,43 % und bei Sonde Nr. 3 von 1,76 %. Nach der oben beschriebenen Methode der Regenerierung ist also eine Reproduzierbarkeit der RTL-Ausbeute pro Dosiseinheit mit einer Standardabweichung von ca. 2 % möglich.

II.4 Anpassung des Dosimetersystems an die Bedingungen im Op

Damit das in II.3 beschriebenen Dosimeter sterilisiert werden konnte, mußten einige Veränderungen, insbesondere an den Dosimeterhüllen vorgenommen werden. Die Praxis zeigte außerdem, daß es notwendig war die Auswertebedingungen ebenfalls zu modifizieren. Im folgenden soll darauf näher eingegangen werden, dabei wird dieselbe Reihenfolge wie in Abschnitt II.3 eingehalten.

4.1 Modifikation des in II.3 beschriebenen Dosimetersystems

4.1.1 Physikalische Grundlagen

Sämtliche vorgenommenen Veränderungen bezogen sich nur auf Veränderungen am Dosimetersystem und an den Auswertebedingungen. Die physikalischen Grundlagen der Thermolumineszenz, wie sie in 3.1.1 beschrieben sind, werden dadurch in keiner Weise betroffen.

4.1.2 Dosimetersystem

LiF Meßsonden

Es wurden die bereits in II.3.1.2 beschriebenen "hochempfindlichen TLD - 100 LiF Ribbons" verwendet.

Dosimeterkapseln

Da die Dosimeter zur Überwachung der Strahlenbelastung der Finger eingesetzt werden sollen, erschien es zunächst am einfachsten, sie in von der Industrie ei-

gens dafür angefertigte Kunststofffingerringe^{1*} einzubringen. Dies scheiterte jedoch aus folgenden Gründen:

1. Die üblichen Fingerringe aus Kunststoff können nicht dampf- oder heißluftsterilisiert werden, denn bereits bei Temperaturen unter 100 °C verlieren sie ihre mechanische Stabilität.
2. Das Tragen der Fingerringe bei Eingriffen unter sterilen Bedingungen stieß auf Ablehnung der betroffenen Ärzteschaft, da durch die Kanten der Fingerringe sehr oft die Op-Handschuhe zerrissen wurden.

Diese Hauptschwierigkeiten mußten durch die Konstruktion spezieller Kapseln überwunden werden.

Der Werkstoff zur Konstruktion der Kapseln muß folgenden Bedingungen gerecht werden:

- a) Er muß eine möglichst niedrige Ordnungszahl besitzen, um die Absorption der Strahlung in den Kapselwänden gering zu halten.
- b) Er muß eine möglichst hohe mechanische Stabilität besitzen, um die Wandstärke und somit wiederum die Absorption gering halten zu können.
- c) Er muß hitzebeständig sein, da die Kapseln sterilisierbar sein sollen und selbst bei Temperaturen um 150 °C mechanisch nicht verformt werden dürfen.
- d) Es muß darauf geachtet werden, daß keine chemische Verbindung zwischen Kapselmateriale und LiF, selbst bei sehr hohen Temperaturen, eingegangen wird.

^{1*} erhältlich bei den Auswertungsstellen für Strahrendosimeter oder bei PTW, Freiburg.

Aus den eben erwähnten Gründen schieden sämtliche Metalle aus. Sie besitzen zwar auch bei so kleinen Ausmaßen genügend Stabilität und lassen sich gut verarbeiten, eine genaue Dosisermittlung wird jedoch wegen der Absorption im durchstrahlten Metall und unkontrollierbarer Grenzflächeneffekte der Strahlung vom Metall zur LiF-Sonde erschwert.

Von allen infrage kommenden Kunststoffen wurden obige Forderungen (a - d) von Teflon (Polytetrafluoraethylen) am besten erfüllt. Es ist mechanisch fest, extrem hitzebeständig (der Erweichungspunkt liegt mit 327°C weit über der Sterilisationstemperatur) und chemisch inert. Außerdem ist es gut zu reinigen und läßt sich sehr gut verarbeiten. Die Absorption in den durchstrahlten Kapselwänden hält sich in Grenzen ($Q = 2,1 - 2,2$). Sie wird genauer in Abschnitt 4.2.4 behandelt.

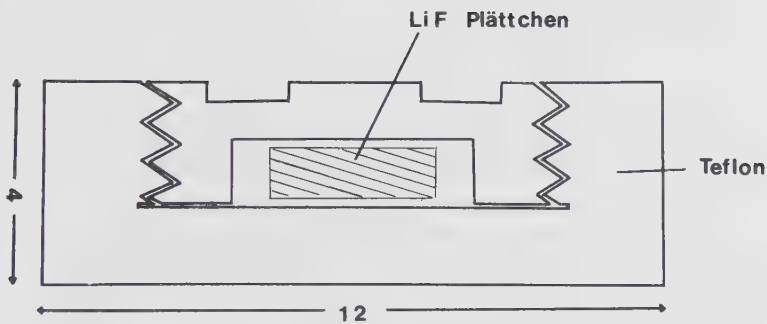
Die Innenabmessungen der so konstruierten Teflonkapseln

$$\underline{\varnothing = 4,7 \text{ mm, Höhe} = 1,2 \text{ mm}}$$

waren durch die Maße der LiF-Ribbons vorgegeben.

Die äußeren Abmessungen der Kapseln wurden von folgenden Gesichtspunkten mitbestimmt:

Die Kapseln sollen insgesamt klein sein, um bei der Arbeit nicht zu behindern und sollen dünne Wände haben, damit die Absorption der Strahlung gering bleibt. Gleichzeitig müssen sie aber dennoch auch genügend stabil sein. Bei der Konstruktion der Kapseln (Abb. 12) war man darauf bedacht, all dies nach Möglichkeit zu berücksichtigen. Im Idealfall müßten alle Kapselwände von gleicher Dicke sein, was sich jedoch wegen des verschraubbaren Gewindes und der soeben erwähnten Gründe nicht verwirklichen ließ. Dies wird Einfluß auf die Anzeige haben, wenn die Strahlung von verschiedenen Richtungen einfällt (siehe Winkelabhängigkeit der Dosimeter Abb. 19).



Maße in mm

nicht maßstabsgetreu

Abb. 12 Schematischer Querschnitt durch die Teflonkapsel. Das Lithiumfluoridplättchen ist angedeutet. Die Aussparungen im Deckel dienen zum Öffnen der Kapsel.

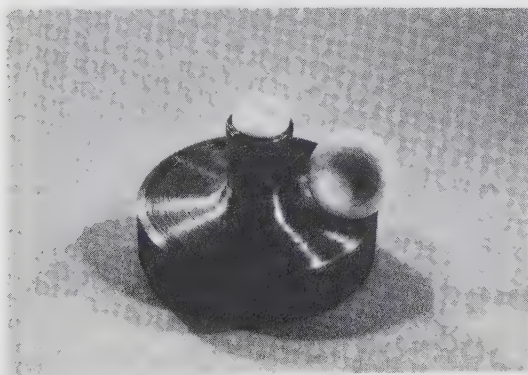


Abb. 13 Vorrichtung zum Öffnen der Dosimeterkapsel.

Die Außenabmessungen

$$\varnothing = 12 \text{ mm, Höhe} = 4 \text{ mm}$$

erlauben, daß die Kapseln bequem lose unter dem Op-Hands Schuh getragen werden können. Sie sollen am Handrücken im proximalen Bereich des Fingergrundgliedes zu liegen kommen. Dadurch ist gewährleistet, daß die gemessene Dosis der tatsächlichen Strahlenbelastung der Finger sehr nahe kommt. Durch die geringe Höhe der Scheibchen wird ein Zerreißen der Handschuhe verhindert und der Operateur bei seiner Arbeit nicht eingeschränkt. Ein Verrutschen wird dadurch verhindert, daß die Gummihandschuhe im Normalfall der Hand relativ straff anliegen.

Zur Identifizierung der Dosimeter sind in die Teflonkapseln fortlaufende Nummern eingepreßt.

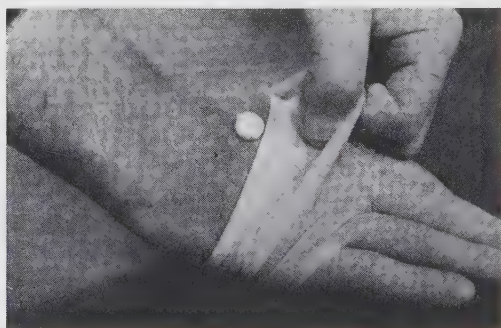


Abb. 14 Handhabung der Teflonkapsel an der Hand; nach Überstreifen des Handschuhs wird das Dosimeter vorsichtig bis zum Fingergrundglied vorge-schoben.

Damit die Dosimeter gereinigt und dampfsterilisiert werden können, müssen die Kapseln wasserdicht sein^{1*}

Thermolumineszenzmeßapparatur

Am Aufbau des Gerätes wurde gegenüber 3.1.2 nichts verändert. Die Schwankungen von Nulleffekt und Eichlicht bleiben die gleichen. Durch Einführung von Temperzyklus B (siehe 4.1.3) konnte die untere Nachweisgrenze ($3 N_0 = \text{ca. } 3,6 \text{ pC}$) weiter zu niedrigeren Werten verlagert werden, da die gleiche Ladung nunmehr einer höheren absorbierten Dosis entspricht.

4.1.3 Meßbedingungen bei der Thermolumineszenzdosimetrie

Ausheiztemperatur

Die in 3.1.3 erprobten Ausheizbedingungen brauchten für das hier zu besprechende modifizierte Dosimetersystem nicht verändert zu werden.

Tempern und Regenerieren nach Auswertezyklus B

Die Meßwertlöschung (Regenerierung) wird wie in 3.1.3 durchgeführt.

^{1*} Die Prüfung wurde wie folgt durchgeführt:

Die Kapseln, in welche jeweils einige Körnchen Silikagel gegeben wurden, sind 2 Stunden in kochendem Wasser erhitzt worden.

Ergebnis: Es zeigte sich keine Verfärbung des Kieselgels, was bedeutet, daß die Kapseln alle dicht sind.

Bei Einsatz unter sterilen Bedingungen werden die Dosimeter vor der Auswertung öfters im Autoklaven Temperaturen ausgesetzt, die 100°C zum Teil weit übersteigen. Eine Temperung bei hundert Grad C (Vorpeaklöschung), wie sie in 3.1.3 gefordert wird, und deren Sinn darin besteht, unterschiedliche Temperatureinflüsse auf die Sonden (Fading!) vor der Auswertung auszugleichen, ist daher sinnlos. Nach II.2 gibt es eine Reihe von Sterilisationsmethoden, bei welchen unterschiedlich hohe Temperaturen zur Anwendung kommen und welche von entscheidendem Einfluß auf die Empfindlichkeit der Dosimeter sind; der Auswertende weiß jedoch meist nicht, wie die Dosimeter sterilisiert wurden. Deshalb müssen die Dosimeter vor jeder Auswertung einer Temperaturbehandlung unterzogen werden, die jedesmal exakt reproduziert werden kann und wo eine Temperatur angewendet wird, welche höher ist als die, die bei der Sterilisation erreicht wird. Da die höchste Temperatur, die bei den gebräuchlichsten Sterilisationsmethoden erreicht wird, ca. 134°C beträgt und man eine gewisse Schwankungsbreite mit einbeziehen muß, scheint eine Temperung bei 150°C angemessen zu sein; es wird also jeweils der gleiche prozentuale Anteil an Dosisinformation gelöscht (Vorpeaklöschung), die Empfindlichkeit ist in jedem Falle gleich.

Die Temperung bei 150°C wird auf folgende Weise durchgeführt: Nach der Bestrahlung werden die LiF-Plättchen den Teflonkapseln entnommen und zum Tempern in die in Abs. 3.1.3 beschriebene Teflonplatte gegeben und in den Messingtopf eingebracht. Dann werden sie in einem 150°C heißen Glycerinbad erhitzt*. Genau nach 15 Minuten (Stoppuhr!) wird der Messingbehälter dem Glycerinbad entnommen und zum Abkühlen in fließendes kaltes Wasser gegeben. Anschließend erfolgt die übliche Auswertung. Dieser Auswertezyklus wird im folgenden mit B bezeichnet.

* Die Temperatur des Glycerinbades wird mit Hilfe eines

Einhängethermostaten vom Typ Thermomix-Universal der Firma Braun Apparatebau Melsungen exakt bei 150 °C gehalten. Die Genauigkeit der Temperaturregelung des Thermostaten wird von der Herstellerfirma bei 100 °C mit einer Abweichung von $\pm 0,2$ °C angegeben (23). Die Genauigkeit der Temperaturregelung bei vorliegenden Bedingungen (5 Liter Glycerinbad bei 150 °C) wurde mit Hilfe eines Quartz-Thermometers der Hewlett Packard GmbH vom Typ Modell 2801 A überprüft (die Meßgenauigkeit dieses Thermometers über längere Zeit beträgt 0,01 °C) (11). Die jeweilige Temperatur wurde am Quartz-Thermometer angezeigt und mit Hilfe eines daran gekoppelten Pointers alle 30 sec ausgedruckt und auf diese Weise 24 Stunden lang registriert. Es zeigten sich extreme Schwankungen von $\pm 0,4$ °C, die mittlere Abweichung betrug $\pm 0,2$ °C. Bei der Einstellung des Thermostaten auf 150 °C wurden Luftdruck und Seehöhe berücksichtigt. Mit Hilfe der soeben beschriebenen Vorrichtung läßt sich eine Temperatur von 150 °C erreichen, welche jede Zeit nahezu exakt reproduziert werden kann

Abb. 15 zeigt die Glowkurven für LiF-Sonden, welche auf oben beschriebene Weise getempert wurden.

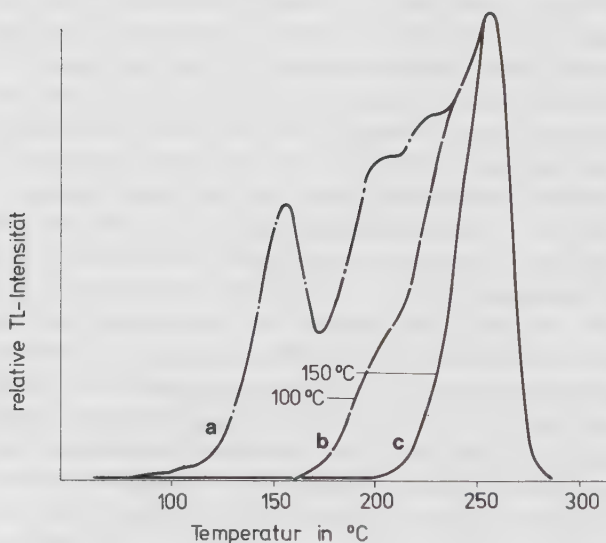


Abb. 15 Vergleich von Glowkurven für Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons verschiedener Vorbehandlung:
a) ohne Temperaturvorbehandlung,
b) Temperung bei 100°C,
c) Temperung bei 150°C.

Durch die Temperaturbehandlung bei 150°C werden die Glow-peaks in niedrigen Temperaturbereichen gelöscht, die Höhe von Glowpeak Nr. 5 bleibt hingegen unverändert. Als Alter-

native zur Temperung bei 150°C wäre deshalb die Messung der Höhe von Glowpeak Nr. 5 denkbar, um so zu einer für alle Sterilisationsmethoden gültigen Empfindlichkeitskurve zu gelangen. Nach Angaben aus dem Schrifttum (z.B. 9,19) ist jedoch diese Methode der Peakhöhenmessung mit einem größeren Fehler behaftet.

4.2 Spezielle Eigenschaften des modifizierten Dosimeters

4.2.1 Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Charge

Auf zusätzliche Untersuchungen zu 3.2.1 konnte verzichtet werden, da nicht zu erwarten war, daß sich die Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Gruppe bei Anwendung in den Teflonkapseln und bei Auswertung entsprechend dem modifizierten Temperzyklus B irgendwie ändern würden. Der Einfluß der Kapseln wirkt sich bei allen Dosimetern gleich aus (Empfindlichkeitsminderung).

4.2.2 Abhängigkeit von der absorbierten Dosis

Um die Empfindlichkeitskurven für die gekapselten Dosimeter nach Temperung bei 150°C (Auswertezyklus B) unter Laborbedingungen zu ermitteln, wurden sie an der Stabilipanröhre und am Gammatron bestrahlt, sodann nicht sterilisiert, sondern sofort bei 150°C getempert und anschließend ausgewertet.

Die graphische Darstellung (Abb. 16 und Abb. 17) ergibt in beiden Fällen eine Gerade. Die mit "Röntgendiagnostikstrahlung" behandelten Sonden haben jetzt im Mittel eine Empfindlichkeit von $1,39 \text{ nC pro R}$ (die mittlere Abweichung beträgt $3,94 \%$). Die am Gammatron bestrahlten Sonden zeigen eine mittlere Anzeige von $1,11 \text{ nC pro R}$.

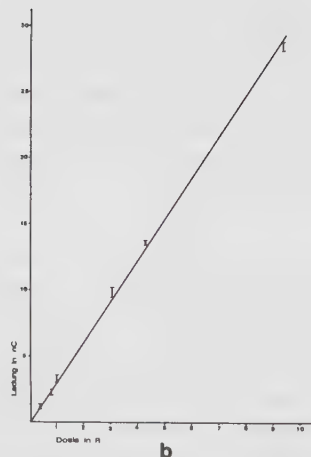
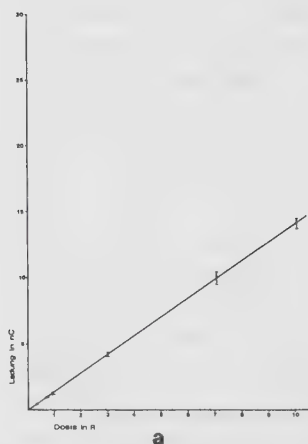


Abb. 16 Vergleich von Empfindlichkeitskurven verschiedener Temperaturvorbehandlung bei einer in der Röntgendiagnostik üblichen Strahlung:

Abb. 16 a Temperaturvorbehandlung bei 150°C

Abb. 16 b übliche Temperaturvorbehandlung bei 100°C

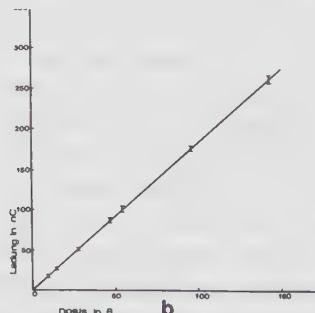
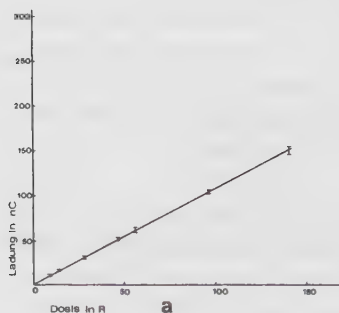


Abb. 17 Vergleich von Empfindlichkeitskurven verschiedener Temperaturvorbehandlung bei der Strahlung des ^{60}Co :

Abb. 17 a Temperaturvorbehandlung bei 150°C

Abb. 17 b übliche Temperaturvorbehandlung bei 100°C

Zum Vergleich wurden die Empfindlichkeitskurven für gekapselte Dosimeter auch nach Temperung bei 100°C ermittelt (Abb. 16 b und Abb. 17 b). Die Empfindlichkeit beträgt nach der Temperung bei 150°C noch ca. 46 % der Empfindlichkeit nach Temperung bei 100°C.

Die gekapselten Dosimeter haben insgesamt eine um ca. 7 % geringere Anzeige als die ungekapselten (Absorption in der Teflonwand!).

4.2.3 Energieabhängigkeit

Zur Überprüfung der Energieabhängigkeit wurden die Dosimeter mit gleichen Dosen, jedoch verschiedenen Strahlenqualitäten bestrahlt und anschließend ausgewertet (Auswertezyklus B). Das Ergebnis zeigt Abbildung 18.

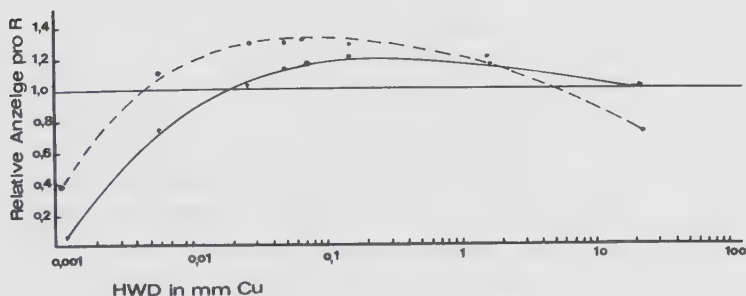


Abb. 18 Energieabhängigkeit für Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons:
gestrichelte Kurve für ungekapselte Sonden,
durchgezogene Kurve für gekapselte Dosimeter;
die Normierung erfolgte auf die Strahlung des ^{60}Co für gekapselte Dosimeter.

Tabelle 4: Energieabhängigkeit der Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons mit und ohne Kapsel in Abhängigkeit von den Bestrahlungsbedingungen

Röhren- spannung	HWD in mm Cu	Relative Anzeige pro Röntgen [*]	
		Sonden mit Kapsel	Sonden ohne Kapsel
10 kV	0,0011	$0,029 \pm 0,004$	$0,38 \pm 0,013$
30 kV	0,0057	$0,670 \pm 0,016$	$1,11 \pm 0,040$
50 kV	0,0280	$1,010 \pm 0,026$	$1,30 \pm 0,049$
50 kV	0,0490	$1,210 \pm 0,030$	$1,30 \pm 0,029$
70 kV	0,0660	$1,195 \pm 0,040$	$1,31 \pm 0,029$
120 kV	0,1300	$1,210 \pm 0,039$	$1,27 \pm 0,032$
200 kV	1,1800	$1,160 \pm 0,037$	$1,29 \pm 0,039$
1,2 MV	22	1,000	0,72

Vergleicht man die beiden Kurven a und b, so erkennt man, wie sich bei den Sonden mit Kapseln bei hohen Energien (ab etwa 4 mm Cu HWD) der Aufbaueffekt bemerkbar macht. Je geringer jedoch die Energie ist, um so mehr Strahlung wird durch die Kapselwände absorbiert. Bei sehr kleinen Energien (unterhalb 0,1 mm Cu HWD) tritt zusätzlich im Kristall selbst ein Dosisabfall auf. Er beträgt z.B. bei 0,1 mm Cu HWD 10 % (14) über der Dicke des Kristalls.

* Normiert auf die Anzeige der mit ^{60}Co -Strahlung bestrahlten gekapselten Dosimeter (Anzeige willkürlich = 1).

In dem für die Diagnostik interessanten Energiebereich von ca. 50 - 120 kV (HWD von ca. 0,049 bis 0,13 mm Cu) läßt sich ein nahezu konstanter Energiekorrektionsfaktor von ca. 1,2 bezogen auf ^{60}Co -Strahlung ermitteln. Die Schwankungen in diesem Bereich betragen ca. 3 %. Sie sind nicht größer als die mittlere Abweichung der Einzelmeßwerte.

Das LiF-Dosimetersystem ist also für die Anwendung in der Diagnostik praktisch energieunabhängig.

4.2.4 Winkelabhängigkeit

Zur Überprüfung der Winkelabhängigkeit wurden die LiF-Dosimeter (Plättchen in den Kapseln) bei Röntgendiagnostikstrahlen (Röhrenspannung: 70 kV = 0.066 mm Cu HWD) bei verschiedenen Einfallswinkeln bestrahlt. Einfallstrichtung und Ergebnisse sind in Abb. 19 und Tabelle 5 wiedergegeben.

Je nach Einfallswinkel treten Abweichungen in der Anzeige pro R bis zu 15 % auf. Diese Unterschiede können alle aufgrund der verschiedenen Wandstärken der Kapseln erklärt werden. Werden die Dosimeter z.B. unter einem Einfallswinkel von 90° getroffen, so ist die zu durchstrahlende Strecke ca. 3 mm länger als bei einem Einfallswinkel von 0° (Abb. 12). Die relative Anzeige der Sonden beträgt ca. 85 %. Ein Vergleich in der Tiefendosiskurve für "Röntgendiagnostikstrahlung" in Teflon (Abb. 20) zeigt, daß bei einer Schichtdicke von 3 mm Teflon die relative Tiefendosis ebenfalls ca. 85 % beträgt. Im ungünstigsten Falle beträgt also der Fehler, bedingt durch die Winkelabhängigkeit, 15 %, was bei Strahlenschutzmessungen durchaus noch tolerabel wäre. Bedenkt man jedoch, daß die Wahrscheinlichkeit, daß

die Strahlung unter einem Winkel von 90° einfällt, recht gering ist, so wird der Fehler wesentlich kleiner sein. Unter der Annahme, alle Einfallsrichtungen kämen gleich häufig vor, beträgt der mittlere Fehler aufgrund der verschiedenen Einstrahlrichtungen ca. 6,75 %.

Tabelle 5 : Abhängigkeit der Anzeige von der Einfallrichtung der Strahlung

Einfalls- richtung	Anzeige in %	Abweichung von 100 in %
0	100	0
30	94	6
60	88,50	11,50
90	84,07	15,93
120	94	6
150	99	1
180	102,90	2,90
210	99	1
240	94	6
270	84,07	15,93
300	88,50	11,50
330	94	6

Mittlere Abweichung $83,76 : 12 = 6,75 \%$

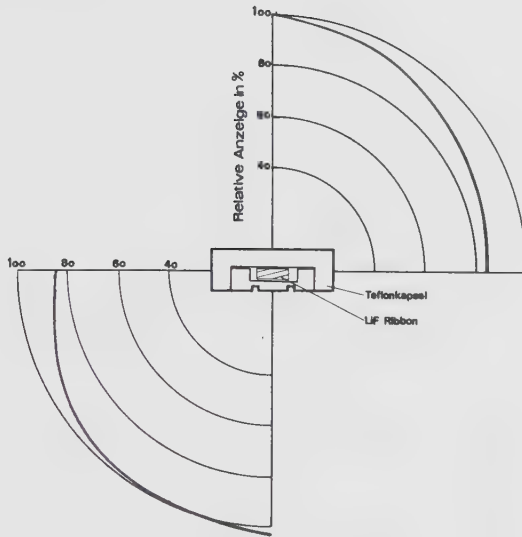


Abb. 19 Winkelabhängigkeit der Lithiumfluorid ILD 100-Ribbons in der Teflonkapsel. Der Einfluß der verschiedenen Wandstärke ist deutlich zu beobachten.

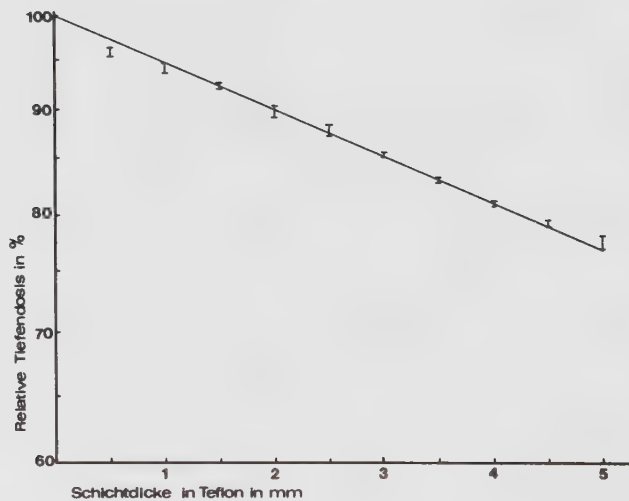


Abb. 20 Relative Tiefendosiskurve gemessen in Teflon mit LiF TLD 100-Ribbons bei einer Röntgenstrahlung der Erzeugungsspannung von 70 kV

II.5 Erprobung der Dosimeter nach Sterilisation unter praxisnahen Bedingungen

5.1 Allgemeines

In Abschnitt II.4 wurden unter Laborbedingungen die Eigenschaften der gekapselten Dosimeter bei einem modifizierten Temperzyklus (Temperzyklus B) erprobt. Im folgenden soll unter praxisnahen Bedingungen, d.h. nach wiederholter Sterilisation im Autoklaven untersucht werden, ob dadurch irgendwelche Eigenschaften, insbesondere die Reproduzierbarkeit negativ beeinflußt werden.

5.2 Einfluß der Sterilisation auf die Empfindlichkeit und Reproduzierbarkeit

5.2.1 Gassterilisation mit anschließender Temperung bei 100°C

Die LiF-Dosimeter wurden zunächst nach Lagerung im Gassterilisator getestet; bei dieser Methode werden die Sonden den niedrigsten Temperaturbehandlungen (verglichen mit den übrigen Sterilisationsmethoden) unterzogen. Die Sterilisationstemperatur beträgt 50°C.

Die gekapselten Dosimeter wurden an der Stabilipanröhre mit "mittelharter Röntgendiagnostikstrahlung" nach Anordnung 1 a bestrahlt. Nach der Bestrahlung wurden die Dosimeter in einer üblicherweise bei der Sterilisation von Operationsnadeln verwendeten, durchlöcherten Blechschachtel in den Autoklaven gegeben und nach Zyklus A ausgewertet.

Ergebnis: Vergleicht man die so sterilisierten Dosimeter mit solchen die nicht sterilisiert, jedoch auch bei 100°C getempert wurden, so zeigt sich, daß weder ein Unterschied in der Empfindlichkeit noch in der Streuung der Meßwerte besteht.

Tabelle 6: Vergleich der mittleren Anzeige und der mittleren Abweichung von Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons nach verschiedener Vorbehandlung bei einmaliger Testung.

	Gassterilisation + Temperung bei 100°C	Temperung bei 100°C ohne Sterilisation
mittlere Anzeige pro R	3,04	3,08
mittlere Abweichung	2,08 %	2,00 %

Für gassterilisierte Dosimeter reicht eine Temperung bei 100°C, da dadurch eventuelle unterschiedliche Temperatureinflüsse bei der Sterilisation voll ausgeglichen werden. Es muß jedoch darauf hingewiesen werden, daß die Gassterilisation für den Routinebetrieb zu zeitraubend ist. (Dauer mindestens 4 Stunden; zur Reproduzierbarkeit siehe Abschnitt II.3.2.5).

5.2.2 Dampfsterilisation ohne Temperung

Die Bestrahlungsbedingungen waren die gleichen wie in 5.2.1. Die Sonden wurden nach Lagerung bei allen drei Sterilisationsprogrammen erprobt. Die Bedingungen, insbesondere Sterilisationsdauer, Temperatur- und Druckverlauf im Autoklaven, sind in II.2.2 beschrieben. Eine Temperung bei 100°C ist nach Sterilisation bei 134 bzw. 120°C sinnlos.

Tabelle 7: Vergleich der mittleren Anzeige und der mittleren Abweichung von Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons nach verschiedener Vorbehandlung bei einmaliger Testung.

	Dampfsterilisation bei 134°C *	Dampfsterilisation bei 120°C
mittlere Anzeige pro R	2,23 nC	2,45 nC
mittlere Abweichung	2,49 %	3,61 %

Außerdem zeigt sich, daß eine unterschiedliche Sterilisationszeit, welche im vorliegenden Fall jedoch jeweils mehr als 15 Minuten beträgt, keinen Einfluß auf die relative Empfindlichkeit hat. Entscheidend ist die Höhe der Sterilisationstemperatur.

* für Programm 1 und 2 ergab sich eine gleiche mittlere Anzeige pro R

Die graphische Darstellung (korrigierte Anzeige in nC gegen eingestrahlte Dosis in R) ergibt für beide Temperaturen eine mehr oder weniger gute Gerade mit unterschiedlich steilem Anstieg (Abb. 21). Die Streuung der Einzelmeßwerte ist vergleichbar mit der bei nicht sterilisierten Dosimetern.

Werden die Dosimeter jedoch wiederholt sterilisiert und ausgewertet, so zeigt sich, daß die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses wesentlich schlechter ist als bei nicht sterilisierten Dosimetern. Dazu wurden 7 Dosimeter fünfmal jeweils bei 134°C sterilisiert und dann ausgewertet. Die gleichen Dosimeter wurden zum Vergleich jeweils auch bei 100°C getempert und ausgewertet.

Ergebnis:

Tabelle 8: Vergleich der mittleren Anzeige und der mittleren Abweichung von Lithiumfluorid TLD 100-Ribbons nach verschiedener Vorbehandlung bei fünfmaliger Testung.

Temperaturbehandlung der Sonden vor dem Auswerten		
	Tempern bei 100°C	Sterilisieren bei 134°C
mittlere Anzeige pro R	3,05	2,06
Streuung der Einzelmeßwerte	3,2 %	8,57 %

Die bei 100°C getemperten Sonden haben trotz wiederholter Auswertung stets in etwa die gleiche Empfindlichkeit. Die wiederholt sterilisierten Sonden hingegen erlitten anscheinend einen Empfindlichkeitsverlust gegenüber den nur einmal sterilisierten von 7,2 %. Außerdem ist die Reproduzierbarkeit der bei 134°C sterilisierten Dosimeter mit durchschnittlichen Abweichungen der Einzelmessungen von 8,57 % wesentlich schlechter, als die der nicht sterilisierten (Abw. 3,2 %).

Ursachen dafür könnten darin liegen, daß der Temperaturverlauf im Autoklaven, der aus technischen Gründen nicht direkt überprüft werden konnte, nicht jedesmal gleich ist. So könnte man sich auch den angeblichen Empfindlichkeitsverlust der Sonden bei wiederholter Sterilisation erklären, nämlich daß die Sterilisationstemperatur bei Wiederholung des Versuches aus 5.2.2 jeweils etwas höher lag, als bei der Erstdurchführung des Versuches aus 5.2.2.

Für die Sterilisation von irgendwelchen Gegenständen spielen Temperaturschwankungen von einigen °C, wie sie nachgewiesen werden konnten, keine Rolle. Für die Temperung von LiF-Thermolumineszenzdosimetern muß jedoch gefordert werden, daß sie jedesmal bei einer exakt reproduzierbaren Temperatur durchgeführt wird.

5.2.3 Dampfsterilisation mit anschließender Temperung bei 150°C

Aus 5.2.2 ergibt sich, daß die Sonden nach der Sterilisation einer Temperatur ausgesetzt werden müssen, die immer genau gleich ist und eine Höhe hat, die außerhalb der Schwankungsbreite der Temperatur im Auto-

klaven liegt. Deshalb wurden die Sonden nach der Sterilisation im Autoklaven auf die in Abs. 4.1.3 beschriebene Weise bei 150°C vor der Auswertung getempert. Dabei wurden die gleichen Empfindlichkeitskurven wie in Abs. 4.1.3 gewonnen, wo die Sonden ohne vorausgegangene Sterilisation bei 150°C getempert worden waren.

Die in 4.1.3 beschriebene Methode der Temperung (Zyklus B) wird sich in der Praxis nur durchsetzen und bewähren können, wenn sie bezüglich der Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse der Standardmethode (Auswertezyklus A) in etwa gleich kommt. Um einen direkten Vergleich der Reproduzierbarkeit der Sonden nach Temperung (post irradiation annealing) bei 100°C und bei 150°C aufstellen zu können, wurden 6 Sonden ausgewählt, welche untereinander nahezu die gleiche Empfindlichkeit hatten und bis zu diesem Zeitpunkt nur wenig Strahlung ausgesetzt waren, also noch nicht vorgeschädigt waren. Sie wurden je fünfmal mit verschiedenen Dosen bestrahlt und jeweils nach Temperung bei Standardbedingungen (Auswertezyklus A) ausgewertet und im Anschluß daran in gleicher Weise bestrahlt, jedoch nach Temperung bei 150°C (Auswertezyklus B) ausgewertet.

Ergebnis

Tabelle 9: Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse der Einzelsonden bei fünfmaliger Testung in Prozent der Abweichung von der ersten Testung.

Sonden-Nr.	Tempern bei 100°C	Tempern bei 150°C
1	$\pm 1,60 \%$	$\pm 4,10 \%$
2	$\pm 1,20 \%$	$\pm 4,85 \%$
3	$\pm 3,33 \%$	$\pm 2,36 \%$
4	$\pm 1,51 \%$	$\pm 3,51 \%$
5	$\pm 1,46 \%$	$\pm 1,04 \%$
6	$\pm 1,59 \%$	$\pm 1,50 \%$
relative mittlere Reproduzierbarkeit	$\pm 1,86 \%$	$\pm 2,89 \%$

Das Ergebnis zeigt, daß die Genauigkeit der Reproduzierbarkeit nach Auswertezyklus B ($= 150^{\circ}\text{C}$) derjenigen nach Temperung bei Zyklus A ($= 100^{\circ}\text{C}$) nahezu gleich kommt.

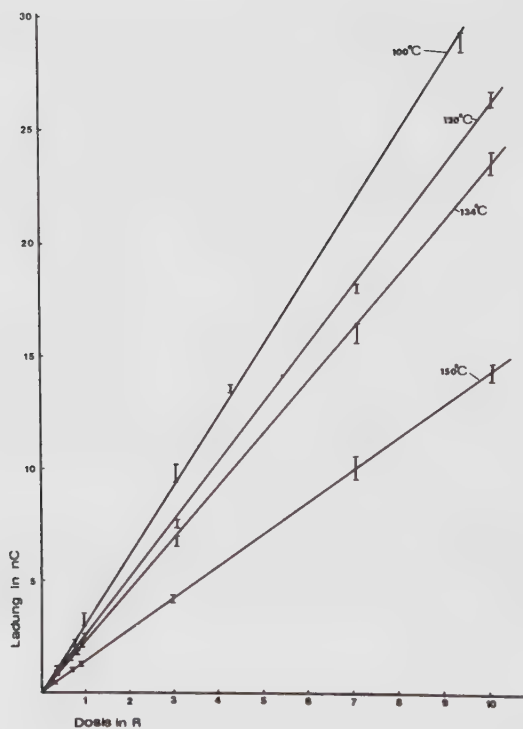


Abb. 21 Empfindlichkeitskurven der gekapselten TLD-Sonden für den Meßbereich von 50 mR bis 10 R nach verschiedener Temperaturvorbehandlung (die Erzeugungsspannung betrug jeweils 70 kV).

5.3 Grenzen der Wiederverwendbarkeit der Dosimeter

Aus dem Schrifttum (8) ist bekannt, daß bei Überschreiten einer bestimmten Gesamtdosis (unter Einschluß aller vorausgegangenen Bestrahlungen) nach dem Regenerieren die Anzeige für eine bestimmte Sondendosis in zunehmendem Maße abnimmt ("Strahlenschaden des Leuchtstoffes"). Für LiF soll diese Grenzdosis zwischen etwa 5×10^3 und 5×10^4 rd liegen. Es ist ferner bekannt, daß dieser Strahlenschaden von der zeitlichen Verteilung der Dosis abhängt. Bei fraktionierter Bestrahlung tritt der Effekt im allgemeinen bei niedrigeren Dosen auf als bei einmaligen Dosen. Von entscheidendem Einfluß auf diesen Effekt ist selbstverständlich auch die Qualität und Art der Regenerierung. In 5.2.3 konnte gezeigt werden, daß ein Dosimeter mindestens fünfmal im Op getragen und dazwischen sterilisiert, ausgewertet und regeneriert werden kann, ohne eine Einbuße an Genauigkeit zu erleiden. Um eine Aussage darüber machen zu können, wie oft ein Dosimeter im Op bei vorliegender Fragestellung verwendet werden kann, wurden folgende Untersuchungen angestellt:

4 Sonden wurden innerhalb eines Zeitraumes von 2 Wochen wiederholt sterilisiert, jeweils mit 1 R bestrahlt (bei der Anwendung im Op liegt die Belastung pro Untersuchung kaum höher), getempert (150°C), ausgewertet und regeneriert. Aus Tabelle 10 sind folgende Ergebnisse ersichtlich:

Während der ersten 15 Bestrahlungs-Auswertezyklen ergab sich für jede Sonde eine relativ konstante mittlere Anzeige pro R. Die Reproduzierbarkeit des Ergebnisses ist mit durchschnittlich 5 % jedoch bereits um ca. 2 % schlechter als nach fünfmaliger Benutzung (siehe Abs. 5.2.3), jedoch immer noch zufriedenstellend. Nach den

folgenden Messungen traten mehr und mehr Schwankungen der Ergebnisse auf und die mittlere Anzeige pro R nahm bei allen verwendeten Sonden in verstärktem Umfang ab. Nach 20 Messungen betrug die Anzeige pro Dosisseinheit durchschnittlich nurmehr ca. 85 % der Anzeige des Mittelwertes aus den ersten 15 Messungen,

Tabelle 10: Änderung der Empfindlichkeit von LiF TLD-Sonden nach fünfzehn- bzw. zwanzigmaller Anwendung (Bedingungen: Auswertezyklus B).

Sondennummer	mittl. Anzeige pro R bei den ersten 15 Messungen	mittl. Anzeige pro R nach der 20. Messung	prozentuale Abw. der Empfindlichkeit nach d. 20. Messg. vom Mittelw. aus den ersten 15 Messungen
1	1,15 nC $\pm$ 0,035	0,96 nC	17,0 %
2	1,18 nC $\pm$ 0,048	1,02 nC	14,0 %
3	1,15 nC $\pm$ 0,076	0,97 nC	16,0 %
4	1,15 nC $\pm$ 0,039	1,03 nC	10,4 %

Nach einer Gesamtbelastung von nur ca. 20 R konnte man sich dieses Phänomen zunächst nicht als Strahlenschaden erklären. Man könnte an einen schädlichen Einfluß der Sterilisation denken. Zur Abklärung wurden 4 neue Sonden obigem Bestrahlungszyklus unterworfen, jedoch wur-

de keine Sterilisation vorgenommen und die Temperung wurde nicht bei 150°C sondern bei 100°C durchgeführt. Es zeigten sich nahezu die gleichen Ergebnisse (siehe Tabelle 11).

Tabelle 11: Änderung der Empfindlichkeit von LiF TLD-Sonden nach fünfzehn- bzw. zwanzigmaller Anwendung (Bedingungen: Auswertezyklus A).

Sonden-nummer	mittl. Anzeige pro R bei den ersten 15 Messungen	mittl. Anzeige pro R nach der 20. Messung	prozentuale Abw. der Empfindlichkeit nach d. 20. Messg. vom Mittelw. aus den ersten 15 Messungen
1	3,29 nC $\pm$ 0,137	3,02 nC	8,33 %
2	3,02 nC $\pm$ 0,188	2,54 nC	15,60 %
3	3,23 nC $\pm$ 0,149	2,76 nC	14,83 %
4	3,14 nC $\pm$ 0,195	2,10 nC	33,00 %

Die Sterilisation und Temperung kann somit als Ursache für die Abnahme der Dosisanzeige ausgeschlossen werden. Gründe für das Abnehmen der Dosisanzeige sind nicht bekannt und auch in der Literatur nicht beschrieben, könnten aber vielleicht in der Verschmutzung* und der mechanischen Beschädigung beim wiederholten Füllen und Leeren

* Eine Reinigung der Sonden mit Alkohol wurde versucht, jedoch wieder aufgegeben, da sie keine signifikante Verbesserung der Reproduzierbarkeit erbracht hatte.

der Dosimeterhüllen zu suchen sein. Vielleicht findet auch die hier verwendete Methode der Schnellregenerierung, welche bis zu 15maligen Verwendung eine sehr gute Reproduzierbarkeit lieferte, bei zu oftmaliger Wiederholung die Grenzen ihrer Anwendbarkeit.

Für die Praxis ergibt sich aus obigen Gründen, daß LiF-Dosimeter, um zusätzliche Fehler zu vermeiden, bei den hier angewandten Bestrahlungs- und Auswertebedingungen nicht öfter als 15 mal verwendet und dann durch neue ersetzt werden sollten.

II.6 Fehlerbetrachtung

Neben der absoluten Genauigkeit muß vor allem die Unsicherheit der Meßergebnisse betrachtet werden.

Die absolute Genauigkeit stand bei den hier durchgeführten Untersuchungen im Hintergrund; zu ihr wurden auch keine Untersuchungen durchgeführt.

Die absolute Genauigkeit wird vor allem bestimmt von der Ungenauigkeit des Primärstandards (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) und der Ungenauigkeit des Sekundärstandards, der für die Übertragung der Kalibrierung ins Labor verwendet wurde. Die absolute Genauigkeit des Primärstandards ist abhängig vom betrachteten Energiebereich und liegt im allgemeinen bei der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt unter $\pm 3 \%$. Bei der Übertragung der Kalibrierung ins Labor muß neben den Störeinflüssen auf den Sekundärstandard die Ablesegenauigkeit des Sekundärstandards berücksichtigt werden. Hierfür kann eine Ungenauigkeit von etwa $\pm 2 \%$ angesetzt werden, so daß insgesamt die absolute Genauigkeit besser als $\pm 5 \%$ ist.

Neben den willkürlichen Veränderungen, die Anlaß für verschiedene Ergebnisse geben (Reproduzierbarkeit), stehen eine Anzahl von mehr oder minder bekannten Einflüssen, die zu berücksichtigen sind. Hierzu zählen vor allem die Energieabhängigkeit und Winkelabhängigkeit der Sonden. Bei bekannter Energie der einfallenden Strahlung und bekanntem Einfallswinkel lassen sich beide Einflüsse exakt eliminieren. Im vorliegenden Fall dagegen ist die Energie der einfallenden Strahlung nur bedingt bekannt und ebenso die Einfallsrichtung. Da

es sich um die üblicherweise in der Diagnostik verwendete Strahlung handelt, muß aufgrund der Energieabhängigkeit der Dosimetersonden in diesem Bereich mit einer Ungenauigkeit von $\pm 3 \%$ gerechnet werden (siehe 4.2.3). In der Praxis wird außerdem die Einfallrichtung nur in den seltensten Fällen bekannt sein. Deswegen muß im Mittel mit einem Fehler von $6,8 \%$ (Mittelung über alle Richtungen) gerechnet werden (siehe 4.2.4).

Die Norm DIN 6800, Blatt 5 nennt 16 verschiedene Störeinflüsse, die die Meßunsicherheit beeinflussen. Die Summe dieser Einflüsse schlägt sich in der im Experiment tatsächlich erhaltenen Reproduzierbarkeit nieder. Im einzelnen kann sich von Auswertevorgang zu Auswertevorgang ändern:

1. die Verstärkung des Meßsignals im Auswertesystem
2. die Konstanz des Nulleffektes
3. die Eigenschaften der Referenzlichtquelle
4. die Lage der Dosimetersonde im Auswertesystem
5. die Wärmeübertragung von Heizschälchen zur Dosimetersonde
6. die Gleichmäßigkeit der Schutzgasatmosphäre im Auswertesystem
7. nicht beobachtbare Veränderungen beim Regenerationsverfahren der Dosimetersonden
8. nicht beobachtbare Änderungen beim Tempern der Sonden vor der Auswertung
9. die unterschiedliche Einwirkung von UV- und sichtbarem Licht bei der Lagerung vor der Auswertung
10. die Änderung der Empfindlichkeit der Dosimetersonden, die nicht vom Regenerationsprozess abhängig sind (z.B. Strahlenschäden o.ä.)

Diese Einflüsse sind teilweise nur der Vollständigkeit wegen aufgeführt; z.B. könnte die unter 1. angeführte Änderung der Verstärkung des Auswertesystems beim Meßergebnis berücksichtigt werden, mit der Annahme, daß die Referenzlichtquelle ihre Eigenschaften nicht verändert. Es wurde jedoch im Verlauf der Arbeit nicht versucht, die Ursache für die unsystematischen Schwankungen zu ermitteln, es wurde vielmehr nur die gesamte Reproduzierbarkeit gemessen*.

Bei 5 Einzelmessungen mit derselben Sonde wurde eine Reproduzierbarkeit von ca. $\pm 3\%$ erreicht, bei fünfzehnmaliger Einzelmessung mit derselben Sonde etwa eine von ca. $\pm 5\%$.

Da bei den vorliegenden Untersuchungen nicht die Empfindlichkeit jeder einzelnen Sonde untersucht und verfolgt wurde, sondern vielmehr Sonden etwa ähnlicher Empfindlichkeit zu sogenannten Gruppen gleicher Empfindlichkeit zusammengefaßt wurden, müssen bei der Betrachtung der Meßunsicherheit die Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb einer Gruppe nicht unterschiedener Sonden mit berücksichtigt werden. Die Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb der verwendeten Gruppe betrugen ca. $\pm 3\%$.

* Mit einigen Ausnahmen, z.B. wurde selbstverständlich die Konstanz des Nulleffektes und die Konstanz der Verstärkung unter der Annahme, daß sich die Eigenschaften des Referenzlichtes während der Meßreihe nicht ändern, untersucht. Die Schwankung des Nulleffektes betrug etwa $\pm 1\%$, die Konstanz der Verstärkung des Auswertesystems etwa $1,8\%$. Offensichtlich wird die Reproduzierbarkeit im wesentlichen von diesen beiden Schwankungen beeinflusst.

Energieabhängigkeit, Winkelabhängigkeit, verschiedene Empfindlichkeit innerhalb einer Gruppe und die Ungenauigkeit der Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse beeinflussen die Gesamtgenauigkeit. Insgesamt muß deswegen mit einer mittleren Ungenauigkeit von

$$\pm 9,5 \%$$

gerechnet werden.

II.7 Verwendete Geräte und Versuchsbedingungen

Allgemeines

Die TL-Dosimetrie ist keine absolut messende dosimetrische Methode. Für die Zuordnung von Signal zu Dosis ist ein Vergleich des TL-Dosimeters mit einem geeichten Ionisations- oder Eisensulfatdosimeter erforderlich. Die Meßsonden werden in einem bekannten Strahlungsfeld einer bekannten Dosis ausgesetzt und dann ausgewertet. Der korrigierten Anzeige des TL-Dosimeters kann die mit dem Kalibrierdosimeter ermittelte Dosis D zugeordnet werden. Außerdem müssen entsprechende fehlerreduzierende Meßvorschriften vorliegen, deren strikte Einhaltung zwischen Kalibrierung und Messung gewährleistet ist.

Strahlenquellen

Zur Erzeugung der Röntgenbremsstrahlung von 10, 30 und 50 kV dient ein Dermopan Therapieapparat der Siemens-Reinigerwerke. Zur Erzeugung der Röntgenbremsstrahlung von 50, 70, 120 und 200 kV wurde ein Siemens Stabilipan 2000-Röntgentherapieapparat verwendet. Die Gammastrahlung lieferte die Cobalt⁶⁰ Fernbestrahlungsapparatur "Gammatron I" der gleichen Firma. Im einzelnen wurde mit folgenden Strahlenqualitäten gearbeitet:

Tabelle 12: Ausgewählte Bestrahlungsbedingungen

Röhrenspannung	Zusatzfilterung	HWD in mm Cu
10 kV	- ¹	0,0011
30 kV	0,3 mm Al ¹	0,0057
50 kV	0,1 mm Al	0,0280
50 kV	- ²	0,0490
70 kV	- ²	0,0660
120 kV	- ²	0,1300
200 kV	0,4 mm Cu ²	1,1800
1,2 MeV		22

Vergleichsdosimeter

Die Dosisbestimmungen wurden mit einem von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig ge-
eichten Siemensdosimeter mit einer Phantomkammer für
den Bereich von 10 - 50 kV am Dermopangerät, einer Fin-
gerhutkammer im Bereich von 50 - 200 kV am Stabilipan-
gerät und einer Sondenfingerhutkammer bei einer mittlere-
ren Energie von 1,2 MeV am Gammatron durchgeführt. Zur
Prüfung und Kontrolle der Empfindlichkeit des Siemens-
dosimeters diente ein sogenanntes Prüfnormale. Durch des-
sen Verwendung wird der Einfluß von Luftdruck und Tem-
peratur auf das Meßergebnis berücksichtigt.

Der Härtungsgleichwert von Röhre und Röhrenschutzge-
häuse betrug bei

1 etwa 1 mm Be

2 etwa 2 mm Al

Auswertezyklus A

a) Einstellungen am Tl-Analyser:

Nulleffekt: ca. 20 pC
Eichlicht: ca. 37,7 nC
Hochspannung am SEV: 650 Volt
Ausheiztemperatur: 290 °C
Heizdauer: 30 sec
N₂-Spülung: 0,1 l/Minute

b) Tempern und Regenerieren:

Regeneriermethode: (siehe genau Abs. 3.1.3) Dauer:
3,5 Minuten (2 Minuten auf 370 °C
aufheizen; 1,5 Minuten lang auf
ca. 100 °C abkühlen lassen)
"post irradiation annealing": 15 Minuten bei 100 °C

Auswertezyklus B

Die Bedingungen sind die gleichen wie bei Zyklus A,
mit folgender Ausnahme: Das "post irradiation annealing"
wird nicht bei 100 °C sondern bei 150 °C durchgeführt.

Bestrahlungsanordnung 1 a

Zur Bestrahlung an der Stabilipanröhre befinden sich die
LiF-Plättchen in den Teflonkapseln. Diese wiederum lie-
gen flach auf einer 2 cm starken Plexiglasplatte (so daß
die den Kapseln eingedruckten Nummern nach oben zeigen),
welche etwa 1 m vom Strahlenaustrittsfenster der Sta-
bilipanröhre entfernt, in Luft gehalten ist.

Bestrahlungsanordnung 1 b

Die LiF-Plättchen befinden sich statt in den Teflonkapseln auf einer Teflonplatte.

Bestrahlungsanordnung 2 a und 2 b

Bei der Bestrahlung am Gammatron dient als Unterlage ein 1 m von der Strahlungsquelle entfernt in Luft gehaltertes Kunststoffnetz. Die LiF-Sonden befinden sich wie bei 1 a und 1 b beschrieben, entweder in den Teflonkapseln oder auf der Teflonplatte. Die Strahlungsfeldgröße beträgt jeweils 200 cm^2 .

III. KLINISCHE ANWENDUNG DER DOSIMETER

Nachdem das modifizierte Dosimetersystem mit LiF den Anforderungen für ein Dosimeter, welches bei aseptischen Eingriffen eingesetzt werden soll, unter Laborbedingungen gerecht geworden war, konnte daran gegangen werden, es in den einzelnen Kliniken in der Praxis zu erproben*.

Die Dosimeter wurden an verschiedene Kliniken verteilt und dort wie das übrige Sterilisiergut behandelt, also sterilisiert und einzeln in Folien verpackt, so daß sie jederzeit greifbar und bei den Operationen einsatzbereit waren. Nachdem sie von den Ärzten bei den noch genauer beschriebenen Eingriffen wiederholt getragen worden waren, wurden sie wieder eingesammelt und ausgewertet.

Da bei allen Untersuchungen, außer den Extremitäten, auch der Kopf von der Schutzkleidung (Bleischürze) ausgespart bleibt, das Auge also, obwohl es sehr strahlenempfindlich ist, ungeschützt bleibt, wurde bei manchen Untersuchungen (siehe Tabellen) auch die Augenbelastung überwacht. Da am Auge direkt kein Dosimeter angebracht werden kann, wurde als repräsentativer Ort für die Dosisbestimmung die Stirn gewählt. Die Dosimeter wurden dabei mit Leukosilk^R festgeklebt.

* Mein besonderer Dank gilt all jenen Ärzten, welche mich bei meinem Vorhaben freundlich unterstützten.

III.1 Dosisbelastung des Untersuchers bei Operationen

Als Beispiele für Operationen, wo mit dem Röntgenbildwandler gearbeitet werden muß, wurden aus dem Gebiet der Unfallchirurgie Oberschenkelbündelnagelungen nach Hackethal und aus der Orthopädie verschiedene Hüftgelenkskorrekturosteotomien ausgewählt.

Die Oberschenkelbündelnagelung dient zur Stabilisierung und Fixation der Knochenteile bei OS-Schaftfrakturen. Dazu werden durch ein künstlich geschaffenes Knochenfenster unter Röntgenkontrolle mehrere Metallnägels in den Markraum vorgetrieben.

Die Dosismessungen wurden nur während der sterilen Phase der Operation durchgeführt. Während dieser Zeit ist der Operateur und das Operationsteam meist nur Streustrahlung ausgesetzt. Vor dem chirurgischen Eingriff müssen jedoch in aller Regel die Enden der Knochenfragmente durch mechanischen Zug (entgegen der Muskelkontraktion) unter Bildwandlerkontrolle adaptiert werden. Dabei läßt es sich meist nicht vermeiden, daß der Operateur direkt im Nutzstrahl des Bildwandlers manipuliert. Die hierbei auftretenden Dosen dürften in der Regel bei weitem größer sein, als während des anschließenden chirurgischen Eingriffes, sie wurden im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht festgestellt. Eine gesonderte Untersuchung darüber wurde von Török (24) durchgeführt.

Bei 5 Operationen konnten für die einzelnen Personengruppen des OP-Teams die in Tabelle 13 aufgeführten Belastungen ermittelt werden. Ein Zusammenhang zwischen Durchleuchtungszeit und Dosis konnte nicht festgestellt werden, was darauf zurückzuführen sein dürfte, daß es sich bei der ermittelten Dosis nur um Streustrahlung

handelt, deren Zustandekommen von nicht kontrollierbaren Faktoren beeinflusst wird. Die Ergebnisse zeigen eindeutig, daß der Operateur am stärksten belastet wird.

Hüftgelenkskorrekturosteotomien werden in der Regel durchgeführt zur Korrektur von Hüftgelenksluxationen oder um die Achsen- und Winkelverhältnisse am proximalen Femurende (speziell des CCD = Zentrum-Collum-Diaphysenwinkel bzw. AT-Winkel = Antetorsionswinkel) zu verändern, also um varisierend bzw. valgisierend zu wirken. Dabei wird zwischen Schenkelhals und -schaft ein Knochenkeil entnommen und die beiden Knochenenden werden mit Hilfe eines speziellen Osteosynthesematerials (z.B. Metallbügel) wieder aneinander fixiert, was unter Röntgenkontrolle geschehen muß. Wegen weiterer Einzelheiten sei auf die einschlägige medizinische Fachliteratur (z.B. 18) verwiesen.

Bei 6 Operationen konnte bei verschiedenen Durchleuchtungszeiten wieder kein Zusammenhang zwischen Zeit und Dosis festgestellt werden.

Tab. 13 Dosisbelastung des Untersuchers bei Operationen

	Meßort	mittlere Dosis Untersuchung	Extremwerte der Dosis Untersuchung	Durchleuchtzeit Untersuchung	Bemerkungen
Oberschenkel- Bündelnägelung	Hand	41 $\frac{mR}{U}$	—	bis 10 min	Operateur
	Hand	19 "	—	bis 10 min	Assistent
	Hand	11 "	—	bis 10 min	Schwester
Hüftgelenks- korrekturoste- otomien	Hand	35 "	16 - 55 $\frac{mR}{U}$	50 - 400 sec	Operateur

III.2 Dosisbelastung des Untersuchers bei angiographischen Darstellungen

Unter Angiographie versteht man ganz allgemein die röntgenologische Darstellung von Gefäßen nach Injektion eines positiven Kontrastmittels. Sie dient im wesentlichen zur Diagnostik und Lokalisation von angeborenen (bzw. erworbenen) Gefäßanomalien, weiterhin von angeborenen bzw. erworbenen Stenosen, Aussackungen oder Verschlüssen von Gefäßen. Eine zunehmende Bedeutung hat sie bei der Diagnose von Tumoren und unklaren raumfordernden Prozessen erlangt. Wird die Untersuchung mit einem automatischen Filmwechsler durchgeführt, so kann man bereits aufgrund der verschiedenen Anreicherungen der Gefäße mit Kontrastmittel in den einzelnen Phasen (arteriell, praekapillar, kapillar, venös) eine nahezu sichere Aussage über die Art und somit Dignität des Tumors treffen. Weitere Einzelheiten bezüglich der Indikationsstellung, der Technik und der Aussagekraft der einzelnen Untersuchungen können der Fachliteratur (z.B. 17) entnommen werden.

2.1 Angiographie im Bereich der Bauch- und Brusttaorta

Zur Darstellung der Hauptschlagader bzw. ihrer Äste wird nach der Methode von Seldinger (17) nach erfolgter Blindpunktion der arteria femoralis in der Leiste ein flexibler schattendichter Kunststoffkatheder in die Aorta vorgeschoben, über welchen manuell bzw. mit einer Hochdruckspritze Kontrastmittel injiziert wird, Auf diese Weise können raumfordernde abdominelle Prozesse, welche die Aorta oder einen ihrer Nebenäste verdrängen, lokalisiert werden, bzw. Wanderkrankungen der Gefäße selbst festgestellt werden. Die selektive Kontrastmittelfüllung eines großen Nebenastes der Aorta bzw. des durch ihn versorgten Organs (z.B. der Niere) erfolgt dadurch, daß der

Abgang des Gefäßes von der Hauptschlagader sondiert wird und erst dann die Kontrastmittelinjektion erfolgt.

Wegen der Fülle der angiographischen Möglichkeiten im Bauch- bzw. Brustraum wurde auf eine weitere Unterteilung (z.B. organspezifisch) der Untersuchungen verzichtet.

Die bei ca. 50 durchgeführten Untersuchungen gemessene Belastungen sind in Tabelle 14 angegeben. Als Extremwert konnte bei einem Arzt eine wöchentliche Belastung seiner linken Hand (mit ihr wurde bei Direktpunktion die Nadel gehalten) von 3,52 R bei einer Durchleuchtungszeit von 72 Minuten festgestellt werden. Die extremen Schwankungen der Dosisbelastung und Durchleuchtungszeit pro Untersuchung können unter anderem dadurch erklärt werden, daß es bei den anatomischen Variationsmöglichkeiten oder bei sklerotischen Prozessen oft ungeheuer langwierig sein kann, ein Gefäß selektiv zu sondieren. Die Geschicklichkeit und Erfahrung des Arztes darf selbstverständlich nicht außer acht gelassen werden. Außerdem ist es für die Belastung von Bedeutung, wie weit die Hände des Untersuchers, die den Katheder halten bzw. vorschieben, vom Nutzstrahl entfernt sind. Bei der Methode nach Seldinger wird dies von der Entfernung des zu untersuchenden Organs von der Leiste, also indirekt von der Größe des Patienten mitbestimmt.

2.2 Coronarangiographie

Die Coronarangiographie stellt die gezielte Kontrastdarstellung der Coronarien dar, mit der Möglichkeit einer Aussage über den anatomischen und funktionellen Zustand der Herzkranzgefäße. Die praktische Bedeutung liegt in der Differenzierung der verschiedenen Typen

der Coronarsklerose, der Lokalisation von Stenosen, der Darstellung des Kollateralkreislaufes und somit der prognostischen Bewertung der Coronarerkrankung, vor allem bei Infarktpatienten. Bei den heutigen Möglichkeiten der chirurgischen Therapie von Coronarstenosen gewinnt die Untersuchung zunehmend an Bedeutung. An der Medizinischen Universitätsklinik Erlangen wird die Methode nach Sones (17) bevorzugt, bei welcher die arteria brachialis aufgesucht wird, um den Katheder einzuführen. Die Untersuchung wurde meistens mit einer Angiokardiographie¹⁸ verbunden.

Bei ca. 40 Untersuchungen konnten die in Tabelle 14 angegebenen Belastungen festgestellt werden. Bei jährlich ca. 1200 derartig durchgeführten Untersuchungen, welche von mehreren Ärzten ausgeführt wurden, bedeutet dies, daß die vom Gesetzgeber zulässige Höchstbelastung für Extremitäten von 60 R pro Jahr bei weitem nicht erreicht wird.

2.3 Zerebrale Angiographie

Die Methode der Wahl für die zerebrale Angiographie ist die perkutane Punktion der arteria carotis communis, in selteneren Fällen die Kontrastdarstellung der arteria vertebralis. Als Indikationen gelten vor allem: vaskuläre Hirnerkrankungen (Subarachnoidalblutung, spontane intrazerebrale Blutungen auf arteriosklerotischer Grundlage, zerebrale Sinus- und Venenthrombosen), die Ermittlung einer lokalen und Artdiagnose von intrakraniellen raumfordernden Prozessen (besonders Tumoren), sowie der Nachweis posttraumatischer epiduraler, subduraler und intrazerebraler Hämatome (näheres siehe z.B. 15).

Bei 23 Carotisangiographien, bei denen zugleich je 8 Schädelaufnahmen in 2 Ebenen angefertigt wurden, konnten

* Röntgenkontrastdarstellung der Herzhöhlen

die unten angegebenen Belastungen (siehe Tabelle 14) für Auge, rechte und linke Hand ermittelt werden. Zur Abschirmung befand sich zwischen Röntgennutzstrahl und Injektionsstelle, also der Hand des Untersuchers, ein Bleilappen. Während die Belastung der rechten Hand unbedeutend ist, und sehr schwankte, zeigte sich für die linke Hand eine nahezu konstante Belastung von ca. 25 mR pro Untersuchung. Dies kann man dadurch erklären, daß mit der linken Hand die Punktionsnadel gehalten werden muß, sie sich also jedesmal in etwa in gleichem Abstand vom Nutzstrahl befindet und bei den jeweils gleichen Bedingungen (keine Durchleuchtung, sondern jeweils 16 Aufnahmen!) stets der in etwa gleichen Streustrahlung ausgesetzt ist.

Tab. 14 Dosisbelastung des Untersuchers bei Angiographischen Darstellungen

	Meßort	mittlere Dosis Untersuchung	Extremwerte d. Dosis Untersuchung	Durchleuchtzeit Untersuchung	Bemerkungen
Angiographie im Bereich der Bauch- und Brust- aorta	Stirn	41 $\frac{\text{mR}}{\text{Untersuchung}}$	7- 90 $\frac{\text{mR}}{\text{Untersuchung}}$	10sec - 30min	schlechte Korrelation zw DL und Dosis; (abhängig v. Organ) Dosis abhängig vom Untersucher und verwendeter Ab- schirmung
	rechte Hand	107 "	8- 209 "		
	linke Hand	140 "	14- 391 "		
Coronarangiographie	Stirn	17 "	10- 28 "		
	Hand	45 "	23- 74 "		
Carotisangiographie	Stirn	23 "	17- 24 "	—	jeweils 16 Bilder
	rechte Hand	12 "	5- 22 "		
	linke Hand	25 "	24- 26 "		

III.3 Dosisbelastung des Untersuchers bei Darstellungen des Liquorraumes

3.1 Positive Myelographie

Die segmentale Höhe und die Längenausdehnung eines raumfordernden spinalen Prozesses kann nur durch die Myelographie exakt festgestellt werden. Bei der positiven Myelographie werden 5 bis 20 ml eines jodhaltigen Kontrastmittels in öliger Lösung in den Spinalkanal eingefüllt. Man verfolgt die Passage der Substanz auf dem Fernsehschirm. Stellt sich eine Passagebehinderung dar, "schießt" man gezielte Aufnahmen im sagittalen, transversalen und horizontalen Strahlengang (näheres siehe z.B. 12).

Bei 14 überwachten Untersuchungen (siehe Tabelle 15) zeigten sich in Abhängigkeit von Durchleuchtungszeit, Erfahrung des Arztes und speziellen Schwierigkeiten des jeweiligen Einzelfalles stark variierende, jedoch nahezu vernachlässigbar geringe Einzelbelastungen.

3.2 Pneumenzephalographie

Das Pneumenzephalogramm ist die Kontrastdarstellung der inneren und äußeren Liquorräume des Gehirns, d.h. des Ventrikelsystems und der Subarachnoidalräume samt den Zisternen. Im Enzephalogramm kann man dann Größe, Form und Lage der Ventrikel, die einzelnen Zisternen und die Furchen des Subarachnoidalraumes erkennen. Aus Abweichungen vom normalen Bild des Ventrikelsystems ergeben sich Schlüsse auf organische Veränderungen des Gehirns. Der fraktionierte Austausch von Liquor gegen Gas wird meist nach Lumbalpunktion vorgenommen (näheres siehe z.B. 22). Die Hände des untersuchenden Ra-

diologen sind also nicht dem Nutzstrahl direkt ausgesetzt, wie z.B. bei der Ventrikulographie (s.u.).

Bei 12 überwachten Untersuchungen ergab sich jeweils eine relativ niedrige Strahlenexposition des Untersuchers von knapp 20 mR am Handrücken (Oberflächendosis) pro Untersuchung.

3.3 Ventrikulographie

Wenn ein stärkerer Hirndruck mit Stauungspapille vorliegt, ist die Enzephalographie, wie jede Funktion, mit dem Risiko der Einklemmung lebenswichtiger Zentren belastet. Man verzichtet besser auf die Pneumenzephalographie und führt die Ventrikulographie durch. Beide Seitenventrikel werden durch 2 Bohrlöcher in der Schädelkalotte anpunktiert; man kann dann ohne Gefahrfraktioniert Liquor gegen Gas bzw. jodhaltiges Kontrastmittel austauschen. Als vorwiegende Indikationen gelten: Mittellinien-, speziell Ventrikeltumoren (näheres siehe z.B. 12). Bei dieser Untersuchung befinden sich die Hände des Arztes meist im direkten Strahlengang und können aus Gründen der Sterilität nicht abgeschirmt werden. Deshalb ergeben sich auch die in Tabelle 15 angegebenen, oft recht erheblichen Belastungen pro Untersuchung.

Tab. 15 Dosisbelastung des Untersuchers bei Darstellungen des Liquorraumes

	Meßort	mittlere Dosis Untersuchung	Extremwerte d Dosis Untersuchung	Durchleuchtzeit Untersuchung	Bemerkungen
		m R	m R		
Myelographie	Stirn	3 Untersuchung	1 - 23	1-8 min	
	Hand	10 "	"	"	
Enzephalographie	Stirn	7 "	4- 14 "	2-3,5 min	
	rechte Hand	9 "	7- 11 "	"	
	linke Hand	14 "	13- 18 "	"	
Ventriculographie	Stirn	15 "	5- 25 "	1-14 min	linke Hand nicht abschirmbar
	rechte Hand	190 "	20- 550 "	"	
	linke Hand	310 "	45- 700 "	"	

Diskussion

Die durchgeführten Untersuchungen sollten nur orientierenden Charakter haben, ein Anspruch auf Vollständigkeit kann nicht erhoben werden. Sie sollten zeigen, in welchen Größenordnungen sich die Belastung der Hände bei den einzelnen Untersuchungen in etwa bewegen können. Es sei darauf hingewiesen, daß als repräsentativer Ort der Dosisbelastung für die Hände der Handrücken gewählt war und somit die Belastung der Handinnenflächen, je nach dem aus welcher Richtung die Strahlung eintraf, um ca. $\pm 37\%$ schwanken kann (Annahme: Der Handrücken sei 2 bis 3 cm stark, die Diagnostikstrahlung habe im Mittel eine HWD von 1 cm im menschlichen Gewebe). Der maximal auftretende Gesamtfehler, der in der Methode der Dosisermittlung begründet ist, beträgt ca. 9,5 % (genauerer siehe Abs. II.6). Es zeigten sich oft erhebliche Unterschiede in der Dauer der Durchleuchtungszeit, was abgesehen von der Geschicklichkeit und der Erfahrung des Arztes auf besondere Schwierigkeiten im vorliegenden Fall (z.B. Anomalien und dergleichen) zurückzuführen sein dürfte. Ein direkter Zusammenhang zwischen Durchleuchtungszeit pro Untersuchung und mittlerer Dosisbelastung pro Untersuchung konnte mit Ausnahme der Carotisangiographie nicht festgestellt werden. Gründe dafür sind, daß u.a. der Abstand vom Zentralstrahl bis zu den Händen des Untersuchers, der Einfallswinkel und die Einfallrichtung der Strahlung und außerdem die Abschirmung großen Schwankungen unterlagen.

Die z.T. sehr erheblichen Belastungen sollten Anlaß dafür sein, solche Überwachungen in Zukunft routinemäßig, zumindest jedoch in verstärktem Umfange durchzuführen, vor allem an Zentren, wo solche Untersuchungen von Ärzten in großer Zahl durchgeführt werden müssen.

ZUSAMMENFASSUNG

Die Dosismessung bei aseptisch arbeitenden Ärzten scheiterte bis heute immer daran, daß die üblicherweise verwendeten Dosimeter nicht sterilisiert werden können. Es wurde deswegen ein Dosimetersystem entwickelt, das wie das übliche Operationsgut behandelt werden kann.

Die üblicherweise in der Festkörperdosimetrie verwendeten Lithiumfluoridkristalle wurden dazu in eine Teflonhülle gegeben. Lithiumfluorid und Teflonhülle bilden das Dosimeter. Teflon verändert unter dem Einfluß der üblichen Sterilisationsbedingungen seine Eigenschaften nicht. Ein Teil der Meßinformation des Lithiumfluorids wird jedoch bei der Sterilisation gelöscht. Führt man deswegen die bei der Auswertung übliche Temperung der Lithiumfluoridkristalle nicht bei 100°C sondern bei 150°C durch, so übersteigt diese Temperatur sicher jede in der Praxis vorkommende Sterilisationstemperatur. Einflüsse durch die verschiedenen Sterilisationen werden deswegen gänzlich gelöscht. Dies bedingt jedoch eine neue Empfindlichkeitskurve. Diese neue Empfindlichkeitskurve für bei 150°C getemperte Dosimeter wurde erstellt.

Das in der vorliegenden Arbeit beschriebene Dosimeter erlaubt es, jetzt auch die Dosis an den Händen von aseptisch arbeitenden Ärzten zu messen.

Literatur

- (1) Attix, F.H. (Hrsg.): Luminescence Dosimetry, A.E.C., Division of Technical Information, Oak Ridge, Tennessee (1967)
- (2) Attix, F.H. u. Roesch, W.C.: Topics in Radiation Dosimetry, Radiation Dosimetry, Academic Press, New York (1972)
- (3) Braun, B.: Thermomix-Universal, Apparatebeschreibung, Melsungen
- (4) Cameron, J.R. et al.: Thermoluminescent Radiation Dosimetry Utilizing LiF, Health Physics, Pergamon Press (1964), 10 25 - 29
- (5) Cameron, J.R. et al.: Non-linearity of thermoluminescence as a function of dose for LiF (TLD-100), in solid state and chemical radiation dosimetry in medicine and biology, I.A.E.A., Vienna (1967)
- (6) Dalglish, J.: TLD System for Radiotherapy Monitoring, Physics in Medicine and Biology (1973), 18 465 - 467
- (7) Dhar, A. et al.: Effects of annealing and cooling process on thermoluminescence of LiF (TLD 100), Health Physics, Pergamon Press (1973), 25 427 - 433
- (8) DIN 6800, Blatt 5: Dosismessverfahren in der radiologischen Technik
- (9) Frank, M. u. Stolz, W.: Festkörperdosimetrie ionisierender Strahlung, Verlag Chemie GmbH, Weinheim/Bergstr., (1966)

- (10) Harshaw Chemical Company: Model 2000-A, Thermoluminescence detector, Instrumentation Manual
- (11) Hewlett Packard: Typ 2801 A, Quartzthermometer, Operating and Service Manual
- (12) Jüngling, O. und Peiper, H.: Ventrikulographie und Myelographie in der Diagnostik des Zentralnervensystems, Thieme Leipzig (1926)
- (13) Konrich, F.: Die bakterielle Keimtötung durch Wärme, Enke-Verlag Stuttgart (1938)
- (14) Krämer, K.: Systematische Untersuchung der Eigenschaften von Thermolumineszenzdosimetern für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie, Dissertation Erlangen (1974)
- (15) Krayenbühl, H. u. Yasargil, M.G.: Die zerebrale Angiographie, Lehrbuch für Klinik und Praxis, Thieme Stuttgart (1965)
- (16) Lauber, H.L.: Das Pneumenzephalogramm, Verlag Johann Ambrosius Barth, München (1965)
- (17) Loose, K.E.: Angiographie und ihre Fortschritte, Thieme Stuttgart (1972)
- (18) Nigst, N.: Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Thieme Stuttgart (1964)
- (19) Regulla, D.F. u. Balasubrahmanyam, V.: Experiences with the Lithium Fluoride thermoluminescent dosimetry system and recommendations for its practical application, Gesellschaft für Strahlenforschung mbH, München (1971)
- (20) Regulla, D.F.: Kritische Betrachtungen der Thermolumineszenz-Dosimetrie, Studia Biophysica (1971)

- (21) Seibert, A.: Messung der Dosisbelastung der Augen mit LiF-Dosimetern bei den in der Zahn-, Mund- und Kieferklinik üblichen röntgen-diagnostischen Untersuchungstechniken, Dissertation Erlangen (1974)
- (22) Strüter, H.-D.: Eigenschaften von LiF-Thermolumineszenzdetektoren bei der Dosimetrie energiereicher Strahlen, Strahlentherapie 142 2 (1971) 174 - 182
- (23) Svarcer, V. u. Fowler, J.F.: Spurious Thermoluminescence and Tribothermoluminescence in Lithium Fluoride Dosimetry Powder, in Luminescence Dosimetry, A.E.C., Division of Technical Information, Oak Ridge, Tennessee (1967)
- (24) Török, E. et al.: Strahlenschutzprobleme in der Unfallchirurgie, Röntgenblätter 24. Jahrgang 5 (1971) 261 - 265
- (25) Wachsmann, F. u. Azuma, J.: Untersuchungen über die Winkelabhängigkeit von Ionisationskammern, Strahlentherapie 116 (1961) 287
- (26) Zimmermann, D.W.: Thermal Annealing effects on the Thermoluminescence of LiF, Health Physics, 12 525 - 531 (1966)

Herrn Prof. Dr. Dr. H. Pauly möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit recht herzlich danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Phys. Dr. Th. Schmidt, unter dessen Führung und Anleitung diese Arbeit entstanden ist. Herr Dr. Schmidt hat durch seine sachverständigen Anregungen und seinen stets hilfsbereiten Rat wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

LEBENS LAUF

Am 8. Mai 1951 wurde ich, Eduard Josef Schreglmann, als viertes Kind der Eheleute Michael Schreglmann und seiner Ehefrau Kunigunde, geb. Rupprecht, in Weiherberg /Oberpfalz geboren.

In Pressath besuchte ich von 1957 bis 1961 die Volksschule. Nach der 4. Volksschulklasse trat ich im September 1961 in das humanistische Augustinus-Gymnasium in Weiden über, wo ich am 20. Juli 1970 die Reifeprüfung ablegte.

Im Wintersemester 1970/71 begann ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg mit dem Studium der Medizin, bestand im Juli 1971 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und schloß den vorklinischen Teil des Medizinstudiums im März 1973 mit dem Physikum ab. Seit November 1973 war ich im Institut für Radiologie mit der Abfassung meiner Dissertation beschäftigt.

Am 6. August 1976 bestand ich die Ärztliche Prüfung.

Erlangen, im September 1976

Eduard Josef Schreglmann

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990